

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND
BIOMECHANICS

BIOMECHANICKÁ STUDIE FIXÁTOR APLIKOVANÝCH NA TIBII

BIOMECHANICAL STUDY OF EXTERNAL FIXATORS APPLIED TO TIBIA

DIZERTAČNÍ PRÁCE
DOCTORAL THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Ing. MICHAL MRÁZEK

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.

BRNO 2013

Abstrakt

K léčbě komplikovaných zlomenin se používají externí fixátory, přičemž vlastnosti fixace mají zásadní vliv na kvalitu léčby. Tato práce se proto zabývá biomechanickou studií soustavy kosti (tibia) s aplikovanými tibiálními fixátory pomocí deformačně napěťové analýzy a jejich srovnáním se stavem kosti bez aplikovaného fixátoru (fyziologickým stavem). Po vytvoření dílčích objemových modelů geometrie tibie a sedmi variant externích rámových fixátorů jsou vytvořeny odpovídající konečnoprvkové modely. Analýza tibie bez aplikovaného fixátoru a tibie se všemi studovanými fixátory je provedena pro tři stavy zatížení, které odpovídají charakteristickým zátěžným stavům v první fázi léčby. Deformačně napěťová analýza je provedena výpočtově pomocí metody konečných prvků. Dále je navržena metodika vyhodnocení posuvů a natočení tibie při zatížení. Z výsledků deformačně napěťové analýzy lze usoudit, jak jednotlivé varianty fixátorů zamezují posuvům a natočením částí kosti při jednotlivých stavech zatížení, a je také provedeno srovnání se stavem tibie bez fixátoru. Na základě rozložení a velikosti prvního a třetího hlavního napětí je dále určeno, jak je kostní tkáň namáhána. Srovnáním výsledků všech variant studovaných fixátorů je provedena analýza vlivu délky fixátoru, rozestupu fixačních elementů poblíž zlomeniny, počtu a uspořádání fixačních elementů na vlastnosti fixace.

Klíčová slova: tibia, externí fixátor, metoda konečných prvků, deformačně napěťová analýza

Abstract

External fixators are used in a treatment of complicated fractures and their properties have a crucial impact on treatment quality. Therefore, this thesis is concerned with a biomechanical study of a bone (tibia) with applied external fixators via strain-stress analysis and their comparison with a state of tibia without applied fixator (physiological state). After creating the volume models of geometry of tibia and seven variants of external axial fixators, the corresponding finite element method (FEM) models are created. The analysis of tibia without applied fixator and tibia with all studied fixators is made for three states of load which correspond to characteristic load states during the first stage of treatment. The strain-stress analysis is made using finite element method. Furthermore, the methods of displacement and rotation evaluation during loading are proposed. One can conclude from the results of the strain-stress analysis how the different variants of fixators prevent the displacement and rotation of the bone during the different load states and the comparisons with the physiological state of bone are made. Bone tissue loading is determined from the distribution and the values of the first and the third principal stresses. Finally, comparing the results of all variants the influence of the fixator length, the gap between the fixation elements near the fracture, the number and the setting of the fixation elements on the fixation properties is analysed.

Keywords: tibia, external fixator, finite element method, strain-stress analysis

MRÁZEK, M. Biomechanická studie fixátorů aplikovaných na tibii. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2013. 107 s. Vedoucí dizertační práce: doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem dizertační práci zpracoval samostatně dle pokynů vedoucího a s použitím uvedené literatury.

11. června 2013

Michal Mrázek

Obsah

1 Úvod	6
2 Popis problémové situace	8
3 Formulace problému	9
4 Cíle dizertační práce	10
5 Výběr metody řešení	11
6 Rešeršní studie	12
7 Analýza prvků řešené soustavy	16
7.1 Anatomie končetin	16
7.1.1 Popis směrů a označení rovin v anatomii	16
7.1.2 Soustava skeletní	18
7.1.3 Základní rozdělení kostí a jejich stavba	18
7.1.4 Mikrostruktura kosti	20
7.1.5 Remodelace kostní tkáně	21
7.2 Kostra končetin	22
7.2.1 Kost holenní (tibie)	22
7.3 Mechanické vlastnosti kostní tkáně	23
7.4 Rozdělení a popis jednotlivých typů fixací	25
7.5 Shrnutí analýzy prvků řešené soustavy	26
8 Vytvoření dílčích modelů	28
8.1 Model geometrie	28
8.1.1 Tibie	28
8.1.2 Fixátory	34
8.1.3 Umístění fixátorů	36
8.2 Model materiálu	37
8.2.1 Kortikální kostní tkáň	37
8.2.2 Spongiózní kostní tkáň	37
8.2.3 Model materiálů fixátorů	38
8.2.4 Model vazeb a zatížení	38
8.3 Konečnoprvkové modely	40
8.3.1 Tibie	41
8.3.2 Fixátory	41
9 Realizace výpočtu	42
10 Prezentace výsledků	43
10.1 Vyhodnocování posuvů tibie	43
10.2 Vyhodnocování natočení tibie	44
10.3 Vyhodnocování napětí	46
10.4 Analýza výsledků	46

10.4.1 Model tibie	46
10.4.2 Dvoustranný fixátor – krátká varianta (Fix. 1)	52
10.4.3 Dvoustranný fixátor – dlouhá varianta (Fix. 2)	58
10.4.4 Dvoustranný fixátor (Fix. 3a)	64
10.4.5 Dvoustranný fixátor (Fix. 3b)	70
10.4.6 Dvoustranný fixátor (Fix. 3c)	76
10.4.7 Dvoustranný fixátor – dlouhá varianta s 8 dráty (Fix. 4)	82
10.4.8 Dvoustranný fixátor – varianta se zkříženými dráty (Fix. 5)	88
10.4.9 Porovnání krátkého a dlouhého rámového fixátoru (Fix. 1 a Fix. 2)	95
10.4.10 Analýza vlivu rozestupu fixačních drátů poblíž zlomeniny (Fix. 3a, Fix. 3b a Fix. 3c)	96
10.4.11 Analýza vlivu počtu fixačních drátů (Fix. 2 a Fix. 4)	98
10.4.12 Porovnání fixátoru s přímými a se zkříženými dráty (Fix. 4 a Fix. 5)	99
11 Závěr	102
Literatura	105
Výběr publikací autora	107

1 Úvod

Člověk během života prochází různými situacemi, které ovlivňují jeho život jak po stránce duševní, tak i tělesné. Z hlediska mechaniky nás zajímá především ovlivnění tělesné. Uvedené téma je velmi široké, proto se předložená práce soustřeďuje na biomechaniku fixace zlomenin dlouhých kostí. Situace, při kterých může dojít ke zlomenině, nejsou nijak vzácné a člověka provází v průběhu celého života. První takovou situací je příchod člověka na svět. Vzhledem k působení značných mechanických sil v průběhu komplikovaného porodu může dojít k různým traumatům včetně zlomenin. Nejčastěji dochází k fraktuře kosti klíční. Na tento stav upozorní zejména asymetrie hybnosti horních končetin. Lidská tkáň v této fázi života disponuje velmi vysokou schopností regenerace, proto není ve většině případů potřeba provádět žádnou léčbu. Mezi další poranění novorozenců patří poranění končetin. Jsou to zejména zlomeniny humeru a femuru. Mimo výskytů klasických diafyzárních zlomenin se můžeme vzácně setkat s porodní epifyzeolýzou¹ proximálního femuru s možným následným nedostatečným růstem kosti a zkrácením končetiny. K léčbě tohoto poranění se používá repozice². Vzhledem ke stavu kostní tkáně v mladém věku, kdy dochází k výrazné schopnosti remodelace, je takto provedená léčba dostačující. Pokud dojde k epifyzeolýze, je zde určité riziko poranění růstové chrupavky, což se v pozdějším věku může projevit v asymetrii růstu poraněné končetiny. Tento stav je pak v některých případech nutné léčit chirurgickým zákrokem [4]. Jiná situace nastává ve vyšším věku, kdy se biologické procesy obnovy kostní tkáně zpomalují. Mění se i mechanické vlastnosti kostní tkáně. S aktivním začleněním člověka do společnosti se zvyšuje pravděpodobnost poranění. Mezi rizikové oblasti patří sportování, dopravní nehody a pracovní nebo školní činnosti.

Způsob hojení a následky zlomenin jsou v každém věku jiné. U novorozence není nutné ve většině případů provádět žádnou fixaci ani léčbu a zlomenina klíční kosti se hojí obvykle 7-10 dnů. V dětství se zlomeniny hojí podstatně lépe než v pozdějším věku a také remodelace a obnova kostní tkáně probíhá podstatně rychleji. Ani u dětí však již nelze ponechat zlomeninu bez fixace. U starého člověka se sníženou kvalitou kostní tkáně může v některých případech přes veškerou snahu lékařů dojít i k úmrtí (např. při zlomenině kyčelního krčku). Zlomeniny kostí mají různý charakter od nejjednodušších po velmi komplikované, ale příčina zlomenin je ve své podstatě pouze jedna a to překročení únosnosti kosti. Překročení únosnosti může být způsobeno celou řadou faktorů, které můžeme rozdělit do dvou základních skupin. První skupina souvisí s parametry zatížení. Druhá skupina souvisí s parametry odolnosti kostní tkáně na působící zatížení, jedná se tedy o materiálové vlastnosti kostí [11].

Zlomeniny lze rozdělit do několika skupin podle převládající příčiny a charakteru fraktury. Nejznámějším druhem zlomeniny je traumatická zlomenina, která vzniká na zdravé kosti úrazem, případně únavová zlomenina v rámci opakovaných mikrotraumat. Další skupinou jsou fraktury patologické, které jsou důsledkem snížení únosnosti kostní tkáně v důsledku regresivních změn, např. osteoporózy, či nádorové infiltrace. Z hlediska terapie a možných komplikací jsou zvláštní kategorií fraktur zlomeniny otevřené. Každý typ fraktur má při léčbě svá specifika. U jednoduchých zlomenin postačuje konzervativní léčba se zevní fixací sádrovým obvazem³, případně vylehčenými materiály (polymerový plast). V případě otevřené či jiné komplikované zlomeniny (tříštivé, s dislokací, aj.) se používá fixace pomocí dlah nebo pomocí konstrukčně složitějších externích fixátorů a neobejdeme se zde bez složitých chirurgických zákroků.

I když začátek éry efektivní léčby zlomenin spadá do období renesance a je spojen se jménem A. Parého, události, které významným způsobem ovlivnily vývoj této oblasti lékařství, jsou pozdějšího data. Mezi nejvýznamnější patří objev anestezie. První operace, při které byl pacient uspán pomocí etérové narkózy, byla popsána americkým zubařem v roce 1846 (T. G. Morton). Další významný mezník tvoří práce britského lékaře J. Listera, který se, ovlivněn Pasteurovým učením, zabýval prevencí chirurgické infekce. Své názory a zkušenosti se mu nejdříve nepo-

¹Epifyzeolýza – traumatické porušení kontinuity růstové ploténky [14].

²Repozice – napravení, vracení části nebo celku tělní části do původní polohy nebo jiné vhodné pozice [14].

³První užití sádrových obvazů popsal v roce 1852 A. Mathijssen, který byl vlámským vojenským lékařem [12].

dařilo prosadit v Anglii, ale paradoxně v Německu (1872). Tak se Německo stalo první zemí, kde se prosadila antiseptika a aseptika (1886). Ve stejném období byly použity první dlahy pro fixaci zlomeniny (K. Hasman 1886) a následně nitrodřeňové osteosyntézy diafyzární zlomeniny femuru (H. Bircher 1887). Další objev, který má pro celou medicínu obrovský význam, je spojen se jménem W. C. Röntgena a paprsky X (1895). Po tomto stručném pohledu do historie asi nikoho nepřekvapí, že v období před objevem RTG záření znamenaly komplikované zlomeniny především amputaci končetiny a před rokem 1846 amputaci bez umrtvení. Umrtvení nahrazovali ranhojiči „mistrovskou zručností“ a omámením nešťastníka alkoholem.

Od objevu RTG záření udělala medicína obrovský pokrok, ale také život se změnil. Současné nároky na člověka jsou podstatně vyšší. Život je intenzivnější, rychlejší a úrazy jsou často polytraumatické. Těžká poranění při těchto úrazech radikálně změni život postiženého člověka a mají také nezanedbatelný celospolečenský dopad. U polytraumatických úrazů jsou ve většině případů postiženy i končetiny a často se jedná o „vysokoenergetická“ traumata, kdy zpravidla dochází k vícečetné zlomenině. Například v roce 2008 došlo v České republice k 412 143 zlomeninám z celkových 1 649 519 úrazů. Z toho vyplývá, že každý čtvrtý úraz je zlomenina, čemuž odpovídají i dlouhodobé statistiky [20], [23]. V případech polytraumatických úrazů má na záchranu končetiny a délku hojení značný vliv fixační zařízení. To také ovlivňuje průběh operace, kvalitu zhojení a v neposlední řadě komfort pacienta v průběhu rekonvalescence. Z předchozího textu je tedy zřejmé, jaký význam mají v současné době fixační zařízení v traumatologii. Ukazuje se ale, že externí fixace končetin má i své stinné stránky. Nevýhodou je nutný operační zákrok, který v mnoha případech není jednoduchý a je také časově náročný. Při operačním zákroku je samozřejmě snaha co nejméně zasahovat do měkkých tkání. Na pacienta s externí fixací jsou kladeny vyšší hygienické nároky, zejména v oblasti vstupu fixátoru do těla. Nedodržení vhodné hygieny může vést k tvorbě infekce a k následnému uvolnění fixace. Mezi další aspekty zásadně ovlivňující funkci fixace patří samotná stavba fixátoru. Vhodně navržená fixace umožňuje zhojení zlomeniny v co nejkratší možné době. Mezi důležité vlastnosti ovlivňující efektivitu léčby patří tuhost fixátoru, možnost změny tuhosti, případně aktivní ovlivňování tkáně například pomocí vibrací. Všechny zmíněné postupy mají za cíl zrychlit léčbu a pomoci pacientovi k rychlému návratu do plnohodnotného života.

2 Popis problémové situace

Vývoj lékařských postupů a rozvoj fixačních technik prodělal a v současné době stále prodělává značný pokrok. V tomto procesu má své místo i biomechanika, protože fixační zařízení slouží k mechanické fixaci poškozených částí lidského těla. Aplikace a používání stabilizačních pomůcek (fixátorů) přináší určité problémy jak z pohledu medicíny, tak i z mechanického hlediska. Z medicínského hlediska je aplikace fixátoru v mnoha případech komplikovaná. Lékař musí zavést fixační šrouby nebo dráty do kostní tkáně, což představuje průnik přes měkkotkáňový kryt. Tato skutečnost s sebou nese zvýšené hygienické nároky na celý proces aplikace, ale také na pacienta v průběhu léčby. Nezanedbatelnou skutečností je, že zavedení fixátoru probíhá téměř výhradně při celkové anestézii. Proto je nutné fixátor aplikovat v co nejkratším možném čase. Z hlediska stavby by tedy fixátor měl být co nejsnáze aplikovatelný, aby umožnil lékaři rychlé a přesné zavedení. Ačkoliv se zdá být tento požadavek jednoduchý, při praktickém řešení je obtížně dosažitelný. O tom vypovídá existence mnoha variant fixátorů, které lze použít na stejný typ zlomeniny.

Z mechanického hlediska mají nároky kladené na fixátory často protichůdný charakter. Dále uvedeme základní požadavky kladené na fixátory se zaměřením na fixaci porušených dlouhých končetin. Fixátor musí zajišťovat stabilitu, musí mít požadovanou tuhost, musí být lehký, musí splňovat podmínky pro dobré hojení, musí být lehce aplikovatelný, musí být na konci procesu hojení demontovatelný, atd.

V průběhu procesu hojení, který bývá často dlouhodobý, se mění mechanické vlastnosti kostní a spojovací tkáně. V případě snahy o dosažení nebo alespoň přiblížení se k optimálnímu procesu hojení musí být také mechanické vlastnosti fixátoru (zejména tuhost fixátoru) proměnné. Z mnoha typů dnes užívaných fixátorů je patrné, že fixátory mají složitou prostorovou strukturu, která by měla být z výše uvedených důvodů nastavitelná.

Materiál musí splňovat řadu požadavků, z nichž některé již byly dříve uvedeny. V případě řešení deformace a napjatosti je značně problematická tvorba modelu zatížení. Při tvorbě modelu pro řešení deformace a napjatosti fixátoru dlouhých kostí je tedy nutné vyřešit řadu dílčích problémů. Samostatnou problémovou oblastí je navržení metod pro hodnocení deformačně-napěťových stavů a veličin, které tyto stavy z hlediska jednotlivých fixátorů a zlomenin výstižně popisují. Tato deformačně-napěťová analýza je nezbytná nejen při návrhu nového fixátoru, ale je vhodná také z hlediska posouzení již existujících fixátorů. Vhodně interpretované výsledky analýzy mohou kvalitativně pomoci lékaři zvolit typ fixátoru.

3 Formulace problému

Z předchozí kapitoly je zřejmý okruh problémů, se kterými se současná medicína při fixaci dlouhých kostí musí potýkat. Posouzení a hodnocení fixátorů musí být komplexní. Významné místo zde zastává biomechanická analýza, jejíž podstatnou částí je deformačně napěťová analýza. Proto můžeme formulovat problém takto:

Posouzení vhodnosti fixace pomocí srovnávací deformačně napěťové analýzy tibie a soustavy kosti s aplikovanými tibiálními fixátory.

Tato analýza bude zahrnovat řešení deformace soustavy kosti bez fixátoru a s fixátory s různými počty fixačních elementů a s různými variantami uspořádání fixačních elementů.

4 Cíle dizertační práce

Cílem dizertační práce bude srovnávací deformačně napěťová analýza tibie a soustavy kosti s aplikovanými tibiálními fixátory. K dosažení tohoto cíle bude nutné:

- vytvořit dílčí objemové modely geometrie tibie a jednotlivých typů externích fixátorů,
- vytvořit odpovídající konečnoprvkové modely,
- stanovit charakteristické zátěžné stavy v první fázi léčby,
- provést deformačně napěťové analýzy soustavy kosti s vybranými typy externích fixátorů,
- navrhnout metodiku vyhodnocení posuvů a natočení tibie při zatížení,
- provést analýzu vlivu počtu fixačních elementů na fixaci,
- provést analýzu vlivu uspořádání fixačních elementů na fixaci.

5 Výběr metody řešení

V této práci se zabýváme biomechanickou studií fixátorů dlouhých kostí. Jedná se o tvarově i vazbově složité soustavy s různými materiálovými vlastnostmi jednotlivých částí a biomechanická studie tedy představuje úlohu obecné pružnosti. Řešení takovéto úlohy experimentálně in vivo je velmi obtížné. Do úvahy nepřichází ani výpočtové modelování analytickými metodami, protože soustava je příliš složitá na analytický popis.

Nejvhodnějším nástrojem pro řešení daného problému je tedy výpočtové modelování s využitím numerických metod. Na ÚMTMB FSI VUT v Brně je nejpoužívanější komerční MKP software ANSYS s rozsáhlými výpočetními možnostmi, který umožňuje řešit problémy výše popsaného typu. Z těchto důvodů byl pro realizaci řešení zvolen tento výpočtový systém.

Pro vytváření modelu tibie, jejíž geometrie je vzhledem k řešení daného problému podstatná, bylo nutné použít některou z dostupných zobrazovacích metod. Pro účely této práce byl jako vhodný prostředek k získání geometrie tibie vybrán 3D skener ATOS. Konečná podoba modelu geometrie ze získaných dat byla vytvořena v softwarech Rhinoceros 4.0 a v ANSYSu. Modely geometrie fixátorů byly získány na základě odměření existujících fixátorů a vymodelovány v softwaru SolidWorks.

6 Rešeršní studie

Předmětem těchto rešeršních studií bylo nalézt práce zabývající se numerickým a experimentálním řešením problematiky externího fixování dlouhých kostí. Zde uvedené články představují průřez dostupných prací z oblasti externí fixace dlouhých kostí.

Arthroscopy-assisted combined external and internal fixation of a pilon fracture of the tibia

Cetik, O., Çift, H., Ari, M., Comert, B.

Hong Kong Med J. 2007; 13:403-5

Práce se zabývá studií vlastností externího fixátoru, který byl po zranění aplikován 42-letému pacientovi. Zranění bylo kategorizováno podle Rüedi-Allgöwer a bylo typu III.

Jelikož došlo k otoku, pacient byl operován až po 8 dnech hospitalizace. Pro fixaci byl použit kloubovitý typ kotníkového fixátoru (Orthofix). Fixátor byl aplikován pod rentgenovým prosvětlením a byl fixován jedním Schanzonovým šroubem do kosti hlezenní, jedním do postero-superiorní části patní kosti a třemi do diafýzy proximální části tibie. Poté pod rentgenovým prosvícením byla aplikována distrakce. Ke kontrole kloubních ploch byla použita artroskopie. Článek dále popisuje další zacházení s fixátorem během léčby. Autoři popisují výhody léčby pomocí externí a interní fixace. Jako výhodu uvádějí následující fakta: minimalizují se pooperační komplikace po těžkém úrazu, minimální množství invazivních částí v končetině.

Hodnocení: Článek popisuje jedno z mnoha využití externí fixace. Je zde názorná ukázka kombinace této techniky s vnitřní fixací a možnosti jejich kombinace.

Axial movement and tibial fractures

Kenwright, J., Richardson, J. B., Cunningham, J. L., White, S. H., Goodship, A. E., Adams, M. A.,

Magnussen, P. A., Newman, J. H.

J Bone Joint Surg [Br] 1991, vol. 73-B, no. 4, July 1991

Příspěvek pojednává o léčbě fraktury tibie pomocí externího fixátoru, který pomocí impulzů o frekvenci 0,5 Hz a posuvu 1 mm působí na frakturu tibie. Léčba pomocí mikroimpulzů byla prováděna 7 dnů, každý den po 20 minutách. Práce se zabývá maximálním přenositelným momentem v různých stavech hojení fraktury tibie vlivem aplikované léčby. Dále popisuje poznatky v léčbě fraktury s použitím efektu mikropulzace.

Hodnocení: Vědecký příspěvek hovoří o metodě mikropulzace a hodnotí výsledky dosažené při používání této metody. Přínosem je poučení, že fixátor by měl dosahovat optimální tuhosti z důvodu rychlejšího srůstu kostní tkáně.

Current concepts in external fixation

Zgonis, T., Jolly, G. P., Blume, P.

<http://www.podiatrytoday.com>, April 2003, vol.16, Issue 4

Článek pojednává o aktuálních způsobech používání externích fixátorů. Zabývá se hodnocením výhod a nevýhod spojených s používáním externí fixace v dolní končetině a kotníku. Autoři pomocí určitých klíčů vyhodnocují situaci. Pomocí klíčů se snaží objektivně určit výhody a nevýhody při použití externí fixace. Svou práci autoři zaměřují na použití Ilizarova fixátoru

a hodnotí výhody a nevýhody. Můžeme se zde také krátce dočíst o historii používání fixátoru od aplikace první kompresní spojky v roce 1955 až k zařízením, která se používala do roku 2002.

Hodnocení: Autoři popisují vývoj fixace od jejích prvních aplikací až po dnešní četné využívání. Článek poukazuje na možné aplikace Ilizarova fixátoru. Je zde také zmínka o vhodnosti změny tuhosti fixátoru jako vhodném zefektivnění léčby zlomenin dlouhých kostí.

Distal tibial reconstruction with use of a circular external fixator and an intramedullary nail, the combined technique

Eralp, L., Kocaoglu, M., Yusof, N. M., Bulbul, M.

The Journal of Bone and Joint Surgery, Inc., 10.2106/JBJS.F.01579, 2007

Studie se zabývá problematikou rekonstrukce tibie za použití externí fixace. Zabývá se kombinací technikami v případě, kdy je zapotřebí fixovat nestabilní kotník, frakturu tibie a při prodlužování končetin. V období mezi rokem 2002 až 2005 bylo šest pacientů, ve věkovém rozmezí sedmnácti až sedmdesáti lety, kteří podstoupili rekonstrukci tibie a kotníku s použitím kruhového externího fixátoru nebo nitrodřeňového hřebu. Předmětem léčby byl distální defekt tibie způsobený chronickým zánětem, rakovinným nádorem nebo prodlužováním kosti kombinovaný s nestabilitou kotníku. Výsledky získané z tohoto experimentu byly následující. Průměrná hodnota velikosti chybějící kostní tkáně u tří pacientů byla 5,3 cm a zkrácení kostní tkáně u zbylých tří pacientů bylo v průměru 5,25 cm. Hodnota koeficientu dorůstání a přetváření kostní tkáně po dobu 3,5 měsíce byla stanovena na 0,57 měsíce/cm. Všech šest pacientů nemělo komplikace se srůstem kostní tkáně. Je zde konstatováno, jak obtížné je rozdělení zranění podle Paleyho kritérií.

Hodnocení: Studie přináší důležité informace týkající se srůstu kostní tkáně na distální části tibie s použitím kombinovaných fixačních technik.

Dynamization of tibial fracture

Richardson, J. B., Gardner, T. N., Hardy, J. R. W., Evans, M., Kuiper, J. H., Kenwright, J.

J Bone Joint Surg [Br] 1995; 77-B:412-6

Článek se zabývá chováním při změně poddajnosti fixace na diafyzální tibiální fraktuře léčené pomocí axiálního externího fixátoru Orthofix. Autoři ke svým poznatkům dochází pomocí experimentálního měření na šesti mužských pacientech ve věkovém rozmezí 22 až 57 let. Fixátor použit v práci byl aplikován se šesti šrouby (délka 130 mm) v anteriomedální poloze po dobu šesti týdnů a poté byla aplikována dlaha. Článek pojednává o problematice měření a hodnocení vzájemných posuvů kostní tkáně s aplikovaným fixátorem a bez fixátoru při rotačním namáhání končetiny u různých typů fraktur. Cílem práce je studie zatížení, které je přenášeno v různých stádiích srůstu kostní tkáně. Autoři v závěru zdůrazňují skutečnost, že pro vhodné nalezení hodnot natočení části kostní tkáně je důležité uvážit efekt poddajnosti fixátoru (jak na laterální, tak i na mediální straně) a progresivní uzavření fraktury.

Hodnocení: Článek řeší problematiku srůstu tibiální zlomeniny při použití externí fixace. Zabývá se vzájemným rotačním posuvem v průběhu hojení a přenosem sil. Zdůrazňuje rozdíl v posuvu u jednotlivých pacientů po dvou týdnech. Je pro mne motivací při řešení tuhosti fixátoru a vzájemných posuvů mezi kostní tkáně.

Measuring multi-dimensional, time-dependent mechanical properties of a human tibial fracture using an automated system

Ogrodnik, P. J., Moorcroft, C. I., Thomas, P. B.

Proc. IMechE, vol. 221, Part H: J. Engineering in Medicine, 2007

Práce se zabývá dlouhodobým výzkumem hojení fraktury tibie. Výsledky jsou získávány pomocí upraveného externího fixátoru, který je osazen měřicími prvky. V práci bylo provedeno pozorování svalku na tibii a provedeno měření maximálního přenášeného zatížení. Fixátor byl aplikován přibližně 18 týdnů. Výsledky ukazují nelineární chování svalku a zvyšování měřeného napětí ve fraktuře. Mezi další poznatky patří, že externí fixátory umožňují drobnou axiální rotaci a posuvy díky axiální poddajnosti, která způsobuje formování svalku.

Hodnocení: Studie velmi názorně popisuje způsob zatěžování při experimentu. Jsou zde přehledně zpracovány výsledky, ze kterých je patrné chování soustavy fixátor-tibiální svalek v závislosti na směru zatížení.

3D modeling and finite element analysis of the tibia

Sailesh, R., Mehta, Bhavin, V. M.

In Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE, 1994, pp. 273-274

Práce jako jedna z prvních pojednává o možnosti využití metody konečných prvků pro hodnocení napětí a deformace tibie zatížené statickým zatížením. Model byl vytvořen za pomoci MRI snímků. Zatížení a materiálové vlastnosti tkání byly získány na základě rešerší. Model tibie byl z hlediska materiálových vlastností rozdělen do čtyř typů. Kortikální kostní tkáň byla modelována jako skořepina pomocí shell prvku. Celý problém byl řešen pomocí řešiče firmy ABAQUS a postprocesing byl proveden pomocí softwaru Patran. Výsledkem práce bylo zjištění, kde a jak jsou rozložena jednotlivá napětí na tibii.

Hodnocení: Jedná se o jednu z prvních studií zaměřenou na biomechaniku dolních končetin, která byla provedena pomocí metody konečných prvků.

A visual basic program to pre-process MRI data for finite element modeling

Todd, B. A., Wang, H.

Comput. Biol. Med., Vol. 26, No. 6, pp. 489-495, 1996

Práce jako jedna z prvních pojednává o možnostech tvorby modelu tibie pomocí MRI dat. Jedná se o jeden z mnoha přístupů tvorby výpočtového modelu. Článek staví na tehdejších možnostech výpočetní techniky a je zřejmé, že se tento postup ve své podstatě dochoval dodnes. Je zajímavé, že ačkoliv dnešní softwary založené na tomto způsobu tvorby modelů postupují metodou vytvoření STL souborů, zde popsáný software vytvářel rovnou křivky vhodné pro další zpracování. Pro tvorbu hraničních křivek je použita metoda detekce hranic pomocí změny jasu snímku.

Hodnocení: Jedná se o jednu z prvních možností tvorby modelu z MRI dat. Některé dnes používané postupy pro vytváření modelů využívají tuto techniku dodnes.

Factors affecting the fracture healing in treatment of tibial shaft fractures with circular external fixator

Alemdaroğlu, K. B., Tiftikci, U., İltar, S., Aydoğan, N. H., Kara, T., Atlihan, D., Atesalp, A. S.
Injury, Int. J. Care Injured 40 (2009), 1151–1156

Tento článek analyzuje vliv různých rizikových faktorů na zpomalení srůstu zlomenin střední části tibie fixovaných pomocí kruhového externího fixátoru. Studie byla provedena na základě analýzy 32 extraartikulárních zlomenin střední části tibie u 31 dospělých pacientů s aplikovaným kruhovým externím fixátorem. Pacienti byli analyzováni podle věku, rozsahu zranění, AO klasifikace, používání doplňkových fixačních technik, vzdálenosti linie lomu od sousedních fixačních kruhů, kouření, zda měli otevřenou zlomeninu nebo ne a zda měli infekci v oblasti fixačních elementů nebo ne. Vyskytlo se zde osm opožděných srůstů a ve dvou případech ke srůstu nedošlo. Doba zhojení zlomeniny byla výrazně kratší pro skupiny používající doplňkové fixační techniky a také pro pacienty, kteří neměli infekci v oblasti fixačních elementů.

Hodnocení: Výsledky naznačují, že infekce v oblasti fixačních elementů a nepoužívání doplňkových fixačních technik patří k hlavním faktorům, které protahují dobu hojení.

Influence of the fixation stability on the healing time – A numerical study of a patient-specific fracture healing process

Wehner, T., Claes, L., Niemeyer, F., Nolte, D., Simon, U.
Clinical Biomechanics 25 (2010), 606–612

Proces hojení zlomenin dlouhých kostí je značně ovlivněn vzájemným pohybem kostních fragmentů. Ten záleží na stabilitě fixace, jejíž optimální hodnota stále není známa. Cílem studie byla simulace procesu hojení za použití numerického algoritmu a zpětná analýza vlivu stability fixace na dobu hojení. Simulace procesu hojení byla popsána pomocí počáteční úlohy. Ta byla iteračně řešena na základě dvou mechanických a pěti biologických stavových proměnných za použití algoritmu využívajícího fuzzy logiky. Pro účely ověření byl vypočtený vzájemný posuv kostních fragmentů srovnán s hodnotami naměřenými na studovaném pacientovi. Bylo zjištěno, že předpovězená doba hojení je silně ovlivněna stabilitou fixace, tj. že změnou parametrů fixátoru bylo možné výrazně snížit dobu hojení.

Hodnocení: Doba hojení by mohla být značně snížena modifikací stavby fixátoru, tj. zvýšením tuhosti fixace. Při použití externích fixátorů by toho mělo být dosaženo snížením volné ohebné délky hřebů a šroubů, použitím tuhého těla fixátoru a tuhým spojením mezi hřebem a tělem.

Is the stability of a tibial fracture influenced by the type of unilateral external fixator?

Gardner, T. N., Evans, M., Hardy, J., Kenwright, J.
Clinical Biomechanics 13 (1998) 603–607

Cílem práce bylo zjistit, zda je stabilita zlomeniny tibie významně ovlivněna typem jednostranného externího fixátoru. Studie srovnává vzájemné posuvy kostních fragmentů a posuvy fixátorů během chůze u čtyř pacientů, přičemž byly ke stabilizaci zlomenin použity dva typy jednostranného externího fixátoru – Orthofix DAF a Howmedica International Monotube. Nulová hypotéza o neexistenci rozdílu ve vlastnostech fixátorů nebyla prokázána kvůli nedostatečným datům. Variabilita mezi pacienty ve vzájemných posuvech kostních fragmentů naznačuje, že antropometrie, chůze a typ zlomeniny mohou stabilitu zlomeniny ovlivnit více než typ použitého fixátoru.

Hodnocení: Protože se posuvy a zatížení pro jednotlivé typy jednostranného externího fixátoru významně nelišily, není možné tvrdit, že typ použitého fixátoru významně ovlivňuje stabilitu zlomeniny tibie. Rozsah výběru nebyl dostatečně velký na to, aby se dalo hodnověrně dokázat, že existují malé, ale statisticky významné rozdíly.

7 Analýza prvků řešené soustavy

Pohybový (lokomoční) aparát je souhrn orgánů a jejich systémů, sloužících k pohybu člověka [26]. Zahrnuje kostru, klouby a příčně pruhované svaly, přičemž veškeré pohyby jsou řízeny centrálním nervovým systémem. Prvky pohybového aparátu lze rozdělit na dvě základní skupiny a to na pasivní a aktivní. Mezi pasivní prvky patří kosterní soustava. Je tvořena 208-214 kostmi, které jsou v některých případech pevně spojeny vazy a v některých případech jsou spojeny pohyblivě pomocí kloubů a vazů. Mezi aktivní prvky pohybového aparátu můžeme zařadit příčně pruhované svalstvo, které je ovládáno pomocí nervové soustavy. Kosterní svalstvo je tvořeno asi 600 svaly. Tato práce pojednává o fixaci zlomenin dolních končetin, přesněji řečeno o fixaci fraktury tibie, proto se analyzované prvky budou týkat pouze této části pohybového aparátu. Jednotlivé fixátory v práci jsou umístěny na tibii. Není uvažováno fixování chodidla.

Je nutné si uvědomit, jak spolu jednotlivé prvky dolní končetiny souvisejí. Pasivní prvek, který představuje kost holenní (tibie) a kost lýtková (fibula), tvoří základní nosný prvek dolní části dolní končetiny. Dominantní funkcí tibie je nosná funkce. Fibula jako druhá kost dolní části končetiny má funkci stabilizační v případě chůze, kdy dochází k rotaci nohy. Primárně neslouží jako nosný prvek končetiny. Na fibulu se upíná velké množství svalů. Aktivní prvky, mezi které patří měkká tkáň spolu s nervovou soustavou, nejsou pro řešení dané problematiky podstatné. Cévy a uvolněné svalstvo mají totiž tuhost výrazně nižší než kostní tkáň.

Důležité je si uvědomit, které veličiny podstatně ovlivňují deformaci a napjatost. Jedná se především o zatížení a materiálové charakteristiky jednotlivých prvků. Dále nesmíme opomenout zahrnout vliv geometrie, rozmístění prvků tibie a tibie s aplikovaným fixátorem a vazeb mezi prvky.

V následujících kapitolách budou jednotlivé prvky analyzované soustavy blíže specifikovány.

7.1 Anatomie končetin

Pro komunikaci s lékaři, případně pro orientaci v odborné literatuře, je nutné znát a respektovat lékařské výrazy. Proto následuje kapitola zabývající se základními lékařskými pojmy, dále stavbou a popisem kostní tkáně a popisem jednoho z možných principů růstu a obnovy kostní tkáně.

7.1.1 Popis směrů a označení rovin v anatomii

Pro orientaci na lidském těle se v medicíně používají latinská označení rovin, směrů a jednotlivých částí lidského těla. K určování jednotlivých anatomických směrů je dohodnuta poloha těla, které je ve vzpřímeném postoji s horními končetinami visícími volně podél těla s dlaněmi obrácenými dopředu (palec je orientován na vnější straně směrem od těla), dolní končetiny jsou nataženy v mírném stoji rozkročném [21].

Označení rovin těla:

- **rovina mediální**
Svislá rovina, která jde zepředu dozadu středem těla. Dělí stojící tělo na dvě zrcadlové poloviny.
- **rovina sagitální**
Je jakákoli další předozadní rovina rovnoběžná s mediální rovinou.
- **rovina frontální**
Svislá rovina, která je rovnoběžná s čelem a zároveň je kolmá na mediální rovinu.
- **rovina transversální**
Horizontální rovina, která je kolmá na rovinu mediální a frontální.
- **rovina longitudální**
Podélná rovina končetiny, která ve vzpřímeném stoji odpovídá rovině sagitální.

Popis hlavních směrů:

- **superior** – horní
- **inferior** – dolní
- **cranialis** – směrem k hlavě
- **caudalis** – směrem k dolnímu konci těla
- **anterior** (ventralis) – přední
- **posterior** (dorsalis) – zadní
- **medialis** – vnitřní
- **lateralis** – vnější (boční)
- **internus** – vnitřní
- **externus** – zevní

Popis směrů na končetinách:

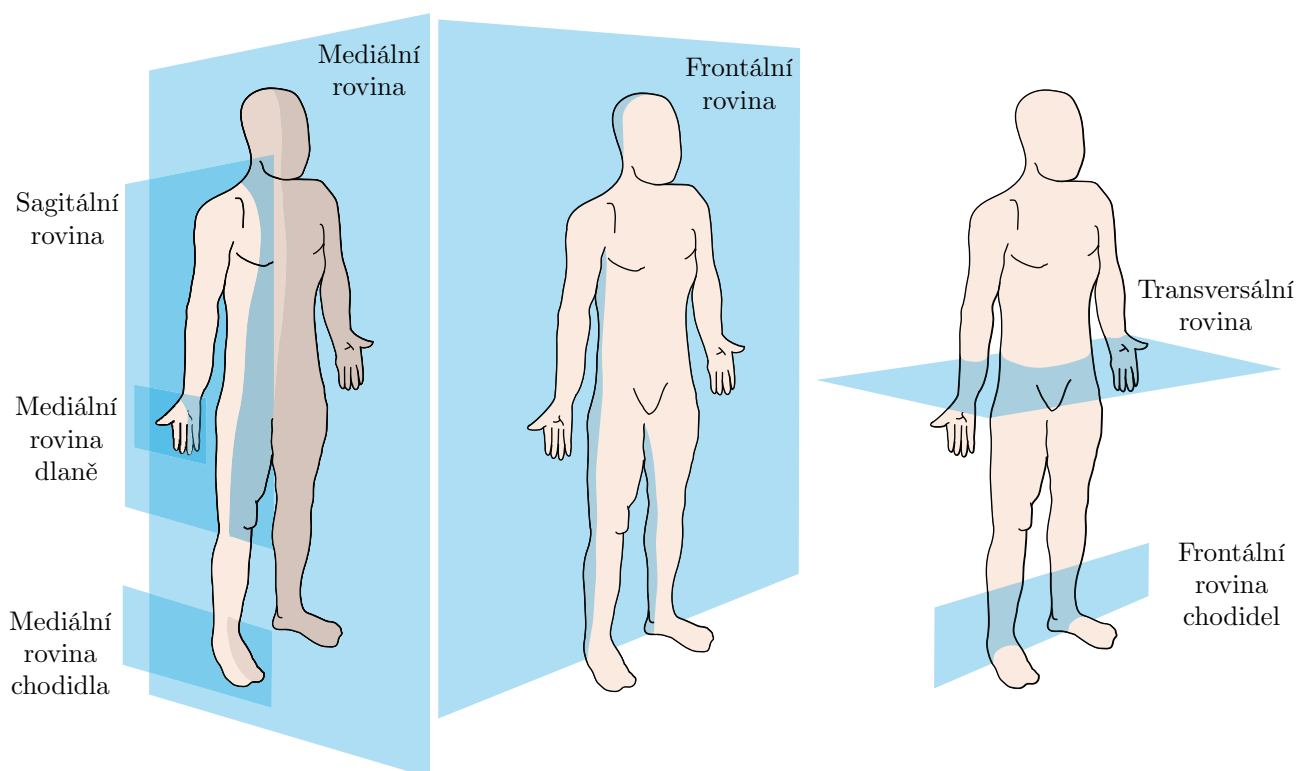
Na předloktí a ruce:

- **ulnaris** – vnitřní, tj. bližší ke kosti loketní
- **radialis** – zevní, vnější, tj. bližší ke kosti vřetenní
- **palmaris** – dlaňový, tj. uložený směrem do dlaně
- **dorsalis** – hřbetní, tj. uložený směrem do hřbetu ruky

Na bérce a dolní končetině:

- **tibialis** – vnitřní, tj. bližší ke kosti holenní (tibii)
- **fibularis** – zevní, vnější, tj. bližší ke kosti lýtkové (fibule)
- **plantaris** – chodidlový, tj. uložený směrem k plosce nohy
- **dorsalis** – hřbetní, tj. uložený směrem do hřbetu nohy

Některá latinská názvosloví budou v této práci používána v počestěné podobě, např. mediální, laterální, dorsální, atd.



Obrázek 7.1: Základní přehled rovin v anatomii.

7.1.2 Soustava skeletní

Je to lehká a pevná struktura lidského těla, důmyslný orgán nezbytný pro život. V lidském těle na první pohled zastává funkci ochrannou a opěrnou. Kostra má nezastupitelnou roli také jako výrobní červených krvinek, které jsou produkovány v kostní dřeni (medulla ossium). Skelet také hraje nezastupitelnou roli a to jako zásobárna minerálních látek.

Avšak nejdůležitější funkcí kosterní soustavy je funkce opěrná. Spolu se skupinami svalů nám pomáhá udržovat tělo ve vzpřímené poloze. Kostra člověka je značně adaptivní orgán. Adaptivita souvisí s tím, že se tělo, jehož součástí je kostra, během života neustále přizpůsobuje zátěži, která na něj působí.

Skelet můžeme rozdělit na dvě části a to na osovou (axiální) kostru a na kostru končetin (apendikulární). K axiální části těla patří tyto části lidské kostry: lebka a páteř, které chrání mozek a míchu, a také hrudní koš, ve kterém jsou ukryty plíce a srdce. Apendikulární část zahrnuje všechny kosti horních a dolních končetin, ale také kosti ramenního a pánevního pletence, jimiž jsou končetiny připojeny k axiální části kostry.

7.1.3 Základní rozdělení kostí a jejich stavba

Rozdělení kostí

Kosti v lidském těle rozdělujeme podle tvaru na kosti dlouhé, krátké a ploché.

Dlouhé kosti se v lidském těle vyskytují jak v axiální, tak i v appendikulární části těla. Tělo dlouhých kostí je duté a tvořené především kompaktní kostní tkání. Dutina (cavitas medullaris) těchto kostí je vyplněna kostní dřeví. Koncové části dlouhých kostí jsou tvořeny spongiózní kostní tkání a potaženy kompaktní kostní tkání. Spongiózní tkáň má uspořádány trámečky tak, že jsou ve směru hlavních napětí. Prostor mezi trámečky vyrůstajícími z kompaktní kosti je v dětství vyplněn krvetvornou dřeví. Mezi dlouhé kosti patří např. femur, tibia, fibula a také kosti prstů ruky i nohy. Na dlouhých kostech rozeznáváme tři úseky a to apofýzu (oblast trochanter-major na femuru), diafýzu a epifýzu. Hranice mezi těmito oblastmi tvoří růstové chrupavky, které jsou nejpatrnější v dětském věku [9].

Krátké kosti jsou tvořeny tenkou vrstvou kompaktní kosti (substantia corticalis). Uvnitř se

nachází spongiózní kost, která je pod povrchem hustší. U těchto typu kostí nenajdeme dřevitou dutinu. Ta je pouze u kostí dlouhých. Velká část povrchu je pokryta kloubní chrupavkou. Do této skupiny patří například dolní čelist, obratle a některé kosti lebeční.

Ploché kosti se podílejí na stavbě pletenců horních a dolních končetin, ale také skeletu hrudníku a lebeční klenby. Mají různě silnou vrstvu kompakty tvořenou plochými kostními lamelami. Mezi vrstvami kompakty je spongióza s poměrně velkými trámci, která je až do pozdního věku vyplněná krvetvornou dřevinou.

V těle se také nacházejí kosti, které označujeme jako **kosti nepravidelné**. Jsou to takové kosti, které se vymykají předchozím tvarům nebo jsou jejich tvarovou kombinací.

Stavba kosti

Všechny kosti v těle jsou tvořeny kostní tkání, která je z mechanického hlediska komplikovaně popsatelným materiálem. Je jednou z hlavních tkáňových složek lidského těla. Kostní tkáň je z 35% tvořena hmotou složenou převážně z kolagenu. Zbylých 65% kostní tkáně je tvořeno anorganickým hydroxyapatitem¹ nebo minerálními solemi, převážně fosforečnanem vápenatým. Minerální soli jsou přítomny v podobě malých krystalů, které leží okolo a v kolagenních vláknech mezibuněčně hmoty. Tyto soli vysvětlují, proč archeologové mohou nacházet zachované kostry lidí, kteří žili v dávných dobách. Z těchto zbytků je možné například určit některé choroby, jako je artritida, zánět kloubů a jiné [9].

Díky chemickému složení kostní tkáně jakožto materiálu, který je tvořen krystaly, má kostní tkáň piezoelektrické vlastnosti. Ty tělo využívá jako indikátor zatížení nebo nezatížení kostní tkáně. Zpětná vazba je realizována, podle zatím známých mechanismů, prostřednictvím krystalků hydroxyapatitu, ve kterých dochází k piezoelektrickému jevu, který stimuluje buněčné procesy [18].

Makrostruktura kosti

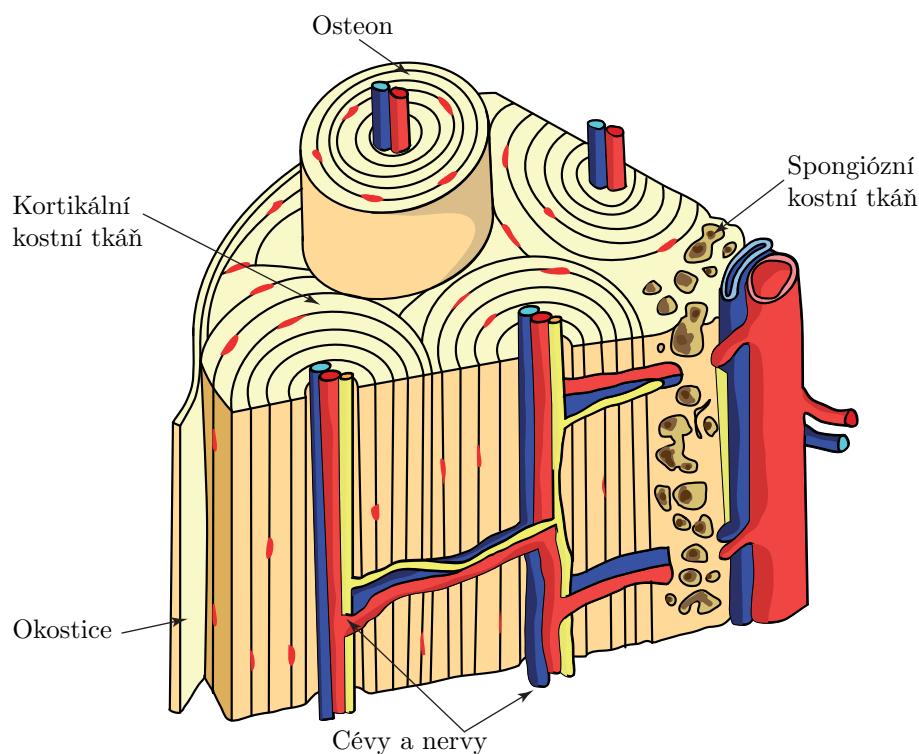
Kost jako celek se z makroskopického pohledu skládá ze dvou základních tkání – kompaktní (substantia compacta) a spongiózní (substantia spongiosa). Pokud se zaměříme na skelet člověka, tak je zde přibližně 80% objemu skeletu tvořeno kompaktní kostí a 20% spongiózní kostí. Poměr kostní tkáně v jednotlivých kostech lidského těla ale není stejný. Například ulna je složena z 92% kompaktní kostní tkáně a jen z 8% ze spongiózní. Naproti tomu obratel je složen jen z 38% kompaktní kostní tkáně a z 62% spongiózní kostní tkáně [2], [5]. Na obrázku 7.2 je zobrazeno zjednodušené schéma stavby kostní tkáně. Jsou zde patrné jednotlivé části, jako je kompaktní kostní tkáň, spongiózní kostní tkáň, cévy a jiné části.

Kompaktní kost

Kompaktní kost zpravidla vytváří povrchovou vrstvu kosti. Kompaktní kost můžeme v těle podle mikrostruktury rozdělit na strukturu vláknitou nebo lamelózní. Vláknitou kost můžeme nalézt u nižších obratlovců. U člověka je tato kost nahrazena kostí lamelózní již v prvním roce života. Vláknitou kost lze v dospělosti nalézt jen při švových úponech a při švech lebeční kosti. Lamelózní kost je tvořena soustřednými vrstvami, které obklopují drobné cévy nebo tvoří soustředné vrstvy na povrchu kostí. Rozeznáváme tyto druhy lamel:

- **Lamely Haversovy** se formují kolem Haversových kanálků. Jejich seskupení vytváří mnohvrstvé soustředné soubory složené z lamel, které nazýváme osteony.
- **Lamely vmezeřené (intersticiální)** vyplňují volná místa.
- **Lamely povrchové** jsou výsledkem apoziční tvorby kosti periostem.

¹Hydroxyapatit $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ – je hlavní neorganickou složkou kostí a zubů. Uměle vyrobená látka se používá pro výrobu ortopedických implantátů a má bioaktivní, biokompatibilní a nonbiodegradabilní vlastnosti [22].



Obrázek 7.2: Stavba kostní tkáně.

Osteony (viz obrázek 7.2) jsou tvořeny z 6 až 15 trubicovitých lamel [19]. V komůrkách stěn lamel jsou uloženy osteoblasty (osteocyty). Osteony mohou být uloženy tak, že tvoří tuhé spirály. Mohou být také uloženy rovnoběžně, případně mohou tvořit oblouk. Ve středu osteonu probíhá centrální (Haversův) kanálek, který je vyplněn řídkým vazivem, různými pojivovými buňkami mnoha typů a jednou až dvěma krevními kapilárami. Ty jsou doprovázeny nervovými vlákny inervujícími jejich stěnu. Centrální kanálky jsou propojeny příčnými a šikmými Volkmannovými kanálky. Některé osteony mohou být zaslepené na jednom konci. Kostní lamely tvořící osteon jsou složeny ze svazků kolagenních vláken, které jsou v amorfni mezibuněčné hmotě, a z osteocytů (osteoblastů). Svazky kolagenních vláken probíhají v každé lamelle skoro rovnoběžně. Proto má každá lamela svůj směr průběhu vláken. Skelet celého osteonu je tvořen komplexem vzájemně se různě křížících kolagenních vláken [5].

Spongiózní kost

Spongiózní kost má strukturu buď trámčitou (trámce jsou uspořádány do určitých směrů podle směru hlavních napětí) nebo nepravidelně houbovitou. Pokud v kosti převažuje kompakta, hovoříme o kosti kortikální, při převaze spongiózní kosti pak hovoříme o kosti trabekulární (spongiózní, trámčité). V krčku femuru je asi 25% spongiózy. Trabekuly spongiózy mají šířku nepřesahující 300 μm a neobsahují žádné cévy. Výživa je realizována pomocí difuze. Spongióza má menší podíl na hmotnosti skeletu než kost kompaktní, ale vzhledem ke svému povrchu, který je třikrát větší než u kompakty, je metabolicky aktivnější. Spongiózní kostní tkáň má živý metabolismus a podléhá neustálé remodelaci. V těle se během jednoho roku remodeluje 25% spongiózní kostní tkáň a pouze asi 3% kompaktní kosti. Toto obnovování je pro organismus nesmírně důležité. Bez toho by se kostní tkáň nemohla neustále přizpůsobovat měnícím se vnějším podmínkám okolí.

7.1.4 Mikrostruktura kosti

Kost je sama o sobě bílé až světle žluté barvy. Kostní tkáň je složena z kostních buněk a mezibuněčné hmoty. Minerální složku této mezibuněčné hmoty tvoří hydroxyapatit, jehož krystaly

jsou vázány na kolagenní vlákna. Tato složka může tvořit až 65% hmotnosti kosti. Kostní buňky pomáhají kosti při její remodelaci, výživě a stavbě. Kostní tkáň obsahuje celkem čtyři základní typy buněk – osteoblasty, osteoprogenitorní buňky², osteoklasty³ a osteocyty. Každý typ buňky v kosti zastává svou specifickou a nezastupitelnou roli.

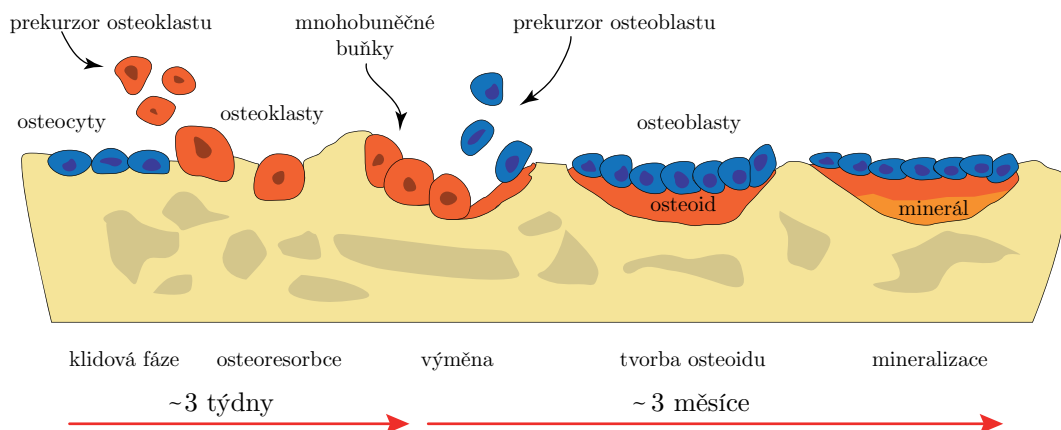
Osteoblasty v kosti mají za úkol její stavbu. Produkují mezibuněčnou hmotu ve formě precursorů⁴. Postupně dochází k jejich obklápení mezibuněčnou hmotou, až se změni na osteocyty. Ty již nevytváří novou hmotu, ale aktivně se podílejí na regulaci hladiny vápníku v tělních tekutinách a to takovým způsobem, že spolupracují na uvolňování minerálů ze základní kostní hmoty. Tyto buňky se mohou transformovat zpět v osteoblasty a nebo se z nich mohou stát buňky retikulární.

7.1.5 Remodelace kostní tkáně

Pojem remodelace kosti lze přeložit jako přestavba. Je to proces probíhající na buněčné úrovni, který zajišťuje adaptivitu kostní tkáně na zatížení působící na organismus.

Remodelace kostní tkáně probíhá v několika fázích (viz obrázek 7.3). První fází je resorpce⁵. Ta představuje fázi, kdy osteoklasty nabourávají kostní povrch a vzniká prohlubeň (Howshipova lakuna). Druhá fáze je tzv. reversní fáze, kdy makrofágy modifikují resorbovaný povrch a ukládají tenkou vrstvičku basofilní hmoty chudé na kolagen (tzv. cementová linie). Další fází je tvorba osteoidu⁶. Osteoblasty se diferencují na resorbovaném povrchu a ukládají na něj osteoid. Poslední fází je mineralizace kostní tkáně, což je ukládání kalcia ve formě hydroxyapatitu do osteoidu.

V dětství a adolescenci převládá novotvorba kostní tkáně nad resorpcí. Maximální množství kostní hmoty v těle je dosaženo ve třetí dekádě života. Po čtvrté dekádě již převažuje resorpce. Množství kostní hmoty ovlivňují faktory jako je pohlaví (muži mají větší množství kostní hmoty než ženy), genetické vlivy, fyzická aktivita, rasa. Na regulaci remodelace kostní hmoty mají vliv i hormony a vitamín D (zvyšuje množství kostní hmoty a její mineralizaci). Hormony ovlivňují zejména resorpci. Estrogeny resorpci snižují, naopak parathormon resorpci zvyšuje.



Obrázek 7.3: Princip remodelace kosti.

Význam působení zatížení na remodelaci kosti

Souvislost mezi zatížením těla a objemem kostí byla poprvé formálně popsána Wolffem na konci 19. století jako tzv. zákon o transformaci kostí, podle něhož se struktura kostí přizpůsobuje trvale změně působících sil. Frost navrhl v 60. letech 20. století zdokonalený model růstu a zániku kostní

²Osteoprogenitorní buňky – kmenové buňky, které si uchovávají schopnost diferencovat se ve zralé kostní buňky [27].

³Osteoklasty – mnohobuněčné buňky, které odbourávají kostní tkáň.

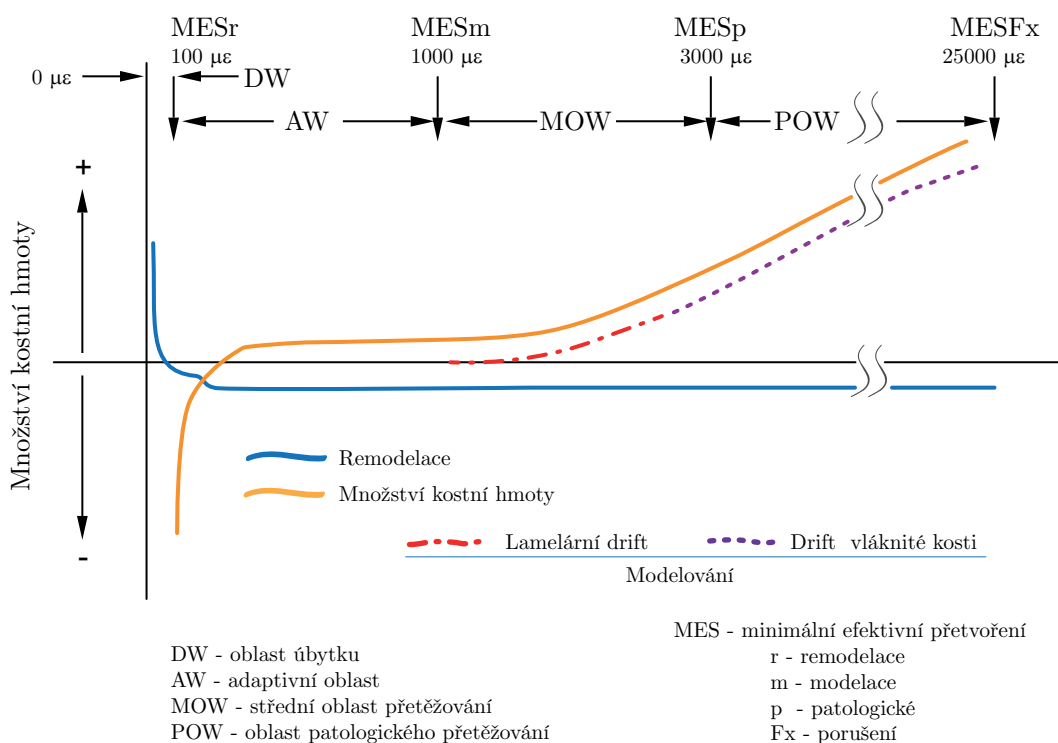
⁴Prekursor – sloučenina, která stojí na počátku biosyntetické dráhy určitého metabolitu [17].

⁵Resorpce – pozvolný pokles kostní hmoty.

⁶Osteoid – nemineralizovaný kostní matrix – směs kolagenu a řady dalších proteinů.

tkáně, tzv. *mechanostat*, kde kost zvětšuje svou hmotu při mechanickém zatěžování a naopak ji ztrácí, pokud nedochází k dostatečné stimulaci. Tento model podporuje např. známý experiment týkající se pobytu člověka ve stavu beztíže. Při dlouhodobém pobytu astronautů ve stavu beztíže dochází vlivem malého zatěžování k úbytku kostní tkáně. Proto posádka kosmické lodi musí pravidelně cvičit, nejen z důvodu fyzické kondice, ale i proto, aby se zamezilo ústupu kostní tkáně.

V současné době víme, že proces znovutvorby kostní hmoty ovlivňuje mnoho faktorů jako je rychlost zatěžování, intenzita, doba trvání. To lze posoudit z mnoha pozorování a testů, které byly provedeny. Frost publikoval článek, který popisuje závislost velikosti přetvoření na tvorbě kostní hmoty [6], [24]. Autor popisuje čtyři oblasti vymezené intenzitou přetvoření (obrázek 7.4). První oblast je *oblastí úbytku kostní hmoty* (DW). Pokud není v této oblasti kost zatěžována, dochází podle Frosta k úbytku kostní hmoty. Rozmezí oblasti je od $0 \mu\epsilon$ do $100 \mu\epsilon$. Druhá oblast, nazývaná *adaptivní oblast* (AW), představuje rozmezí hodnot přetvoření od $100 \mu\epsilon$ do $1000 \mu\epsilon$. V této oblasti dochází k remodelaci kostní tkáně. Oblast nazývaná *střední oblast přetěžování* (MOW) je charakteristická tím, že pokud dojde k přetvoření v rozmezí od $1000 \mu\epsilon$ do $3000 \mu\epsilon$, má to za následek tvorbu kostní hmoty v tomto místě. Dochází zde k rychlejšímu růstu periostální kosti než k resorpci endosteální kosti. U dlouhých kostí to vede k růstu kostní tkáně směrem z dřevné dutiny k povrchu kosti. Pokud dojde k takovému zatížení, že se přetvoření u dlouhých kostí ocitne v *oblasti patologického přetěžování* (POW), dochází ke kalcifikaci kostní tkáně. To může v konečném stavu skončit destrukcí kostní tkáně.



Obrázek 7.4: Fáze remodelace kostní hmoty versus přetvoření [6].

7.2 Kostra končetin

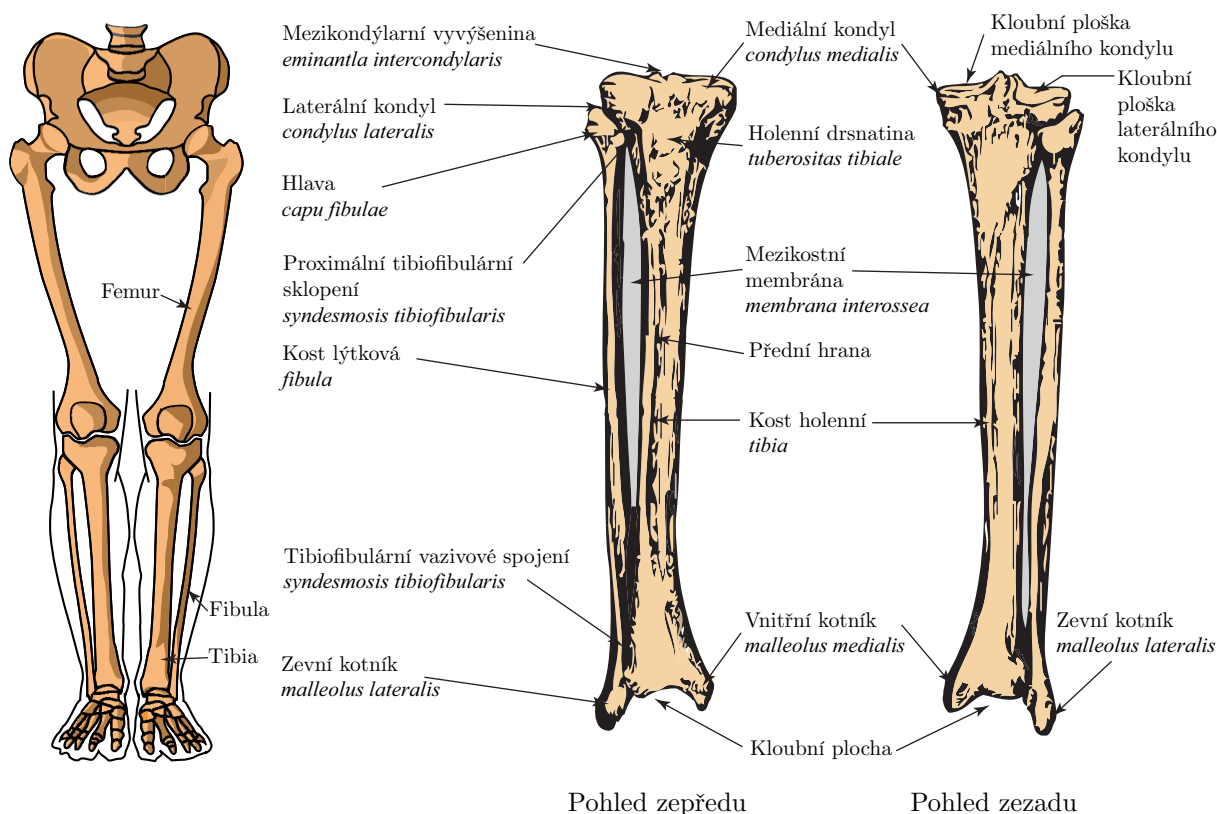
7.2.1 Kost holenní (tibie)

Mezi dlouhé kosti dolní končetiny patří holenní kost (tibie) spolu s kostí lýtkovou (fibula). Ty spolu tvoří konstrukci bérce. Fibula slouží převážně jako místo svalových začátků. Tibie se skládá ze tří základních úseků a to z proximální části (kondyly), těla tibie (corpus tibie) a distální části, která vybíhá ve vnitřní kotník (malleolus medialis). Proximální konec tvoří dva široké kloubní hrboly – na vnitřní straně (condylus medialis) a na zevní straně (condylus lateralis).

Oba hrboly nesou na své proximální straně kloubní plochy. Chrupavka na kloubních površích proximálního konce tibie je uprostřed mediální plochy vysoká až 2 mm a uprostřed zevní plochy až 4 mm. Směrem k okrajům obou ploch výška chrupavky klesá. Prostřední část tibie tvoří corpus tibie, které má tvar trojúhelníku. Distální část vybíhá na mediálním okraji jako vnitřní kotník (*malleolus medialis*). Dolní hranice tibie probíhá asi čtyři prsty nad hrotem vnitřního kotníku. Tibie je nejsilnější ve své horní třetině a nejslabší je v místě přechodu do distální části. Na první pohled nejvýraznější je přední vyčnívající hrana. Jedná se o nejzranitelnější část kosti, neboť je zde kryta pouze kůží.

Kloubní plochy tibie jsou vzhledem k ose kosti skloněny o 10° dorzálně do tzv. *retroverze*. Osa tibie a osa femuru vzájemně svírají tupý úhel, jehož hodnota je přibližně 175°. Je-li tento úhel menší, vzniká *genu valgum*, je-li naopak úhel větší, vzniká *genu varum*.

Tibie je považována za jednu z nejpevnějších kostí v tahu. Odolá tahovému namáhání o velikosti až 13 500 N. Ve stáří tato hodnota ale klesá o 10-20% [3].



Obrázek 7.5: Anatomický popis kosti holenní (tibie).

7.3 Mechanické vlastnosti kostní tkáně

Kostní tkáň má velmi specifické mechanické vlastnosti. Chová se nehomogenně, anizotropně a nelineárně viskózně. Skládá se ze dvou vrstev tkáně a to z kortikální kostní tkáně a spongiózní tkáně, a proto ji lze považovat za kompozit.

Typickým problémem při mechanických zkouškách je velký rozptyl naměřených hodnot. Tento problém z velké části souvisí s faktory ovlivňujícími mechanické vlastnosti. Významný vliv mají faktory spojené s fyziologií člověka, mezi které patří např. pohlaví, věk, rasa, hormonální rovnováha a obsah minerálů.

Věk

Ve středním věku dochází ke zvyšování množství minerálů v kostní tkáni, aby kosterní soustava byla schopna odolávat většímu vnějšímu zatížení. Tento stav nastává přibližně v 35. roku života.

S přibývajícím věkem dochází k úbytku minerálů v kostní tkáni a to má za následek snížení únosnosti kostní tkáně. V následující tabulce 7.1 je uveden vliv věku na mechanické vlastnosti kortikální kostní tkáně femuru a tibie [1].

	Věk [roky]						
	20–30	30–40	40–50	50–60	60–70	70–80	80–90
Modul pružnosti [GPa]							
v tahu	17,0–18,9	17,6–27,0	17,7–28,8	16,6–23,1	17,1–19,9	16,3–19,9	15,6–29,2
v tlaku	$\geq 18,1$	18,6–35,3	18,7–30,6	18,2–24,5	15,9–25,1	18,0–26,7	15,4–25,9
Mez pevnosti [MPa]							
v tahu	140–161	136–154	139–170	131–164	129–147	126–145	120–156
v tlaku	≥ 209	209–213	200–204	190–192	179–183	190–183	180–197
Maximální přetvoření [%]							
v tahu	3,4–4,0	3,2–3,9	3,0–2,9	2,8–3,1	2,5–2,7	2,5–2,7	2,4–2,3
v tlaku	–	–	–	–	–	–	–

Tabulka 7.1: Závislost mechanických vlastností kortikální kosti na věku jedince [1].

Pohlaví

Lindahl a Lindgren [8] zjistili, že neexistuje rozdílnost v materiálových vlastnostech kortikální kostní tkáně ženy a muže. Rozdíl mezi ženskou a mužskou stavbou kostí je dán pouze stavbou těla. Rozdíl v kvalitě kostní tkáně může u žen nastat v období menopauzy, kdy dochází ke zvyšování pórovitosti kostní tkáně. Tento stav má za následek celkový úbytek kostní tkáně.

Obsah minerálů, hustota, pórovitost

Kortikální kostní tkáň

Kortikální kost je kompaktní materiál s malým stupněm vnitřní pórovitosti. Pórovitost ovlivňuje modul pružnosti kortikální tkáně – zvýšení pórovitosti vede ke zvýšení modulu pružnosti s třetí až pátou mocninou.

Reálná hustota kortikální kostní tkáně je definována jako podíl hmotnosti hydratované tkáně a objemu kostní tkáně a pohybuje se v rozmezí od 1,7 do 2,1 gcm^{-3} . Zdánlivá hustota kortikální kostní tkáně je definována jako podíl hmotnosti hydratované tkáně a celkového objemu vzorku a bývá přibližně 1,9 gcm^{-3} [7]. Všeobecně je dnes uznáváno, že zdánlivá hustota ovlivňuje tuhost s druhou mocninou a pevnost s třetí mocninou.

Obsah minerálů kostní tkáně se liší podle věku, mechanické funkce kosti, zdravotního stavu člověka, atd., přičemž všechny tyto faktory jsou vzájemně závislé. Minerální složka tvoří 40% až 70% celkové hmotnosti kosti. Velmi vysoký obsah minerálů způsobuje vyšší hodnoty modulu pružnosti, ale nižší hodnoty lomové houževnatosti a naopak.

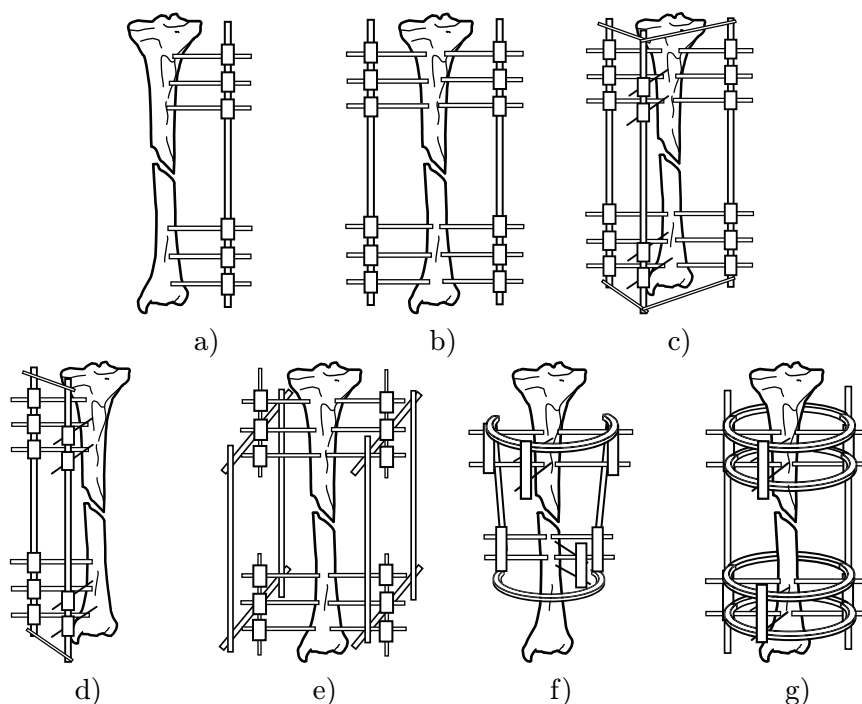
Spongiózní kostní tkáň

Materiálové vlastnosti spongiózní tkáně ovlivňují tři hlavní faktory: materiálové vlastnosti trabekul, stavba trabekul a množství kostního materiálu.

Reálná hustota spongiózní kostní tkáně se určuje jako hmotnost tkáně za mokra (pouze trabekuly) dělená skutečným objemem trabekul a pohybuje se v rozmezí od 1,6 do 1,9 gcm^{-3} . Podle teoretických poznatků by zdánlivá hustota měla ovlivňovat tuhost s druhou mocninou a pevnost s třetí mocninou. Nedávné studie ale naznačují, že se obě tyto vlastnosti mění zhruba s druhou mocninou hustoty.

7.4 Rozdělení a popis jednotlivých typů fixací

Způsob a typ použitého fixátoru závisí na typu fraktury. Proto vzniklo mnoho variant, které se snaží řešit fixaci končetiny tak, aby byla co nejúčinnější a nejšetrnější pro pacienta. Na obrázku 7.6 jsou zobrazeny způsoby montáže fixátoru (jedná se pouze o schématické zobrazení). Na první pohled můžeme fixátory rozdělit podle jejich stavby na jednostranné, dvoustranné, trojstranné, atd. Další možný způsob dělení je podle způsobu spojení kosti s fixátorem. Existují tedy fixátory užívající k fixaci šrouby, fixátory s dráty a jejich kombinace.



Obrázek 7.6: Typy externích fixátorů: a) jednostranný (unilateral) se šrouby, b) dvoustranný (bilateral) s dráty, c) trojstranný (triangular) s K-dráty, d) trojstranný se šrouby, e) čtyřstranný (quadrilateral), f) půlkruhový (semicircular), g) kruhový (circular)

Fixátory využívající ke stabilizaci šrouby jsou obvykle jednostranné nebo trojstranné (obr. 7.6 a), d)). K fixaci se nejčastěji používají speciálně tvarované šrouby (Schanzovy šrouby). Využití šroubů má jednu podstatnou výhodu a to, že poškození měkkotkáňového krytu není tak značné a jejich aplikace je velmi rychlá. Je zde stabilnější ukotvení v kosti díky radiálnímu předpětí ve šroubu. Schanzovy šrouby jsou dnes vyráběny v různých variantách co do geometrie, ale i materiálů. Standardním materiálem používaným v chirurgii je chromniklová ocel. Dále se v oblasti chirurgie využívají slitiny titanu, se kterými se můžeme setkat i v oblasti fixace kostí.

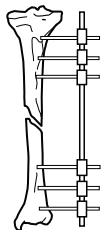
Druhou skupinu tvoří fixátory, které k ustavení kostí používají Kirschnerovy dráty⁷ nebo K-dráty⁸. Tyto montáže patří do skupiny fixátorů, které jsou dvoustranné, trojstranné nebo čtyřstranné (obr. 7.6 b), c), e)). Fixační dráty se zavádí do kosti tak, že často prochází svaem, což je nevýhodou těchto typů fixátorů. Výhodou pak je menší průměr drátů, což přináší menší zásah do kostní a svalové tkáně. Tyto typy fixátorů umožňují určitým předpětím v rámu vytvářet kontaktní tlak mezi kostmi i v případě nezatížené končetiny. Mezi průkopníky těchto typů fixátorů patří Ilizarov.

Ke třetí skupině patří fixátory, které ke své stabilizaci používají šrouby i dráty (obr. 7.6 f), g)). Tento typ fixátorů se nazývá hybridní (kombinovaný) a je vhodný na všechny typy zlomenin.

⁷Kirschnerovy dráty jsou opatřené na hrotnatém konci trojbokým jehlanem.

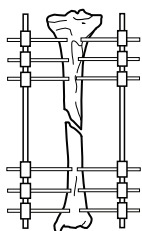
⁸K-dráty jsou dráty opatřené na hrotnatém konci plochými nebo šroubovými drážkami.

Jednostranný fixátor



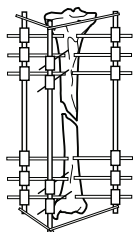
Fixátor je sestaven ze šroubů a společného těla. Fixační šrouby jsou upevněny pouze z jedné strany kosti. Pro příklad uveďme fixátory typu Lambotte, Hoffmann, AO/ASIF, Wagner, Afaunov, Sulko, Orthofix.

Dvoustranný fixátor



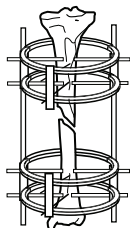
Fixátor je složen ze dvou rámců, kterými obvykle prochází Steinmannovy hřeby nebo K-dráty, případně Kirschnerovy dráty. Tyto dráty jsou vedeny skrz končetinu. Do této skupiny stabilizací můžeme zahrnout tyto typy fixátorů: Chamley, Hoffmann, Vidal-Andrey, Roger-Anderson, Key, Hey-Groves, Gryaznukhin.

Trojstranný fixátor



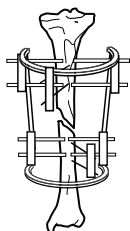
Fixátor ke stabilizaci končetiny využívá Schanzovy šrouby, Steinmannovy hřeby a také dráty. Umístění fixačních elementů je možné v úhlu od 0° až do 180° . Do této skupiny stabilizací můžeme zahrnout tyto typy fixací: AO/ASIF, SKID.

Kruhový fixátor



Tento typ fixátoru je známý jako Ilizarův fixátor. Rám je tvořen vnějšími kruhy a K-dráty nebo Kirschnerovými dráty. K fixaci je dále možno použít Steinmannovy hřeby a také poloviční hřeby. Výhodou stabilizace je možnost její variability nastavení. Do této skupiny patří fixace typu: Ilizarov, Kalnberz, Demianov, Tkachenko, Lee, Kronner, Monticelli-Spinelli, Ettinger.

Půlkruhový fixátor



Fixátor vychází z koncepce kruhového fixátoru, kdy je k fixaci užito Steinmannových hřebů, K-drátů, S-šroubů a polovičních hřebů. Rám fixátoru obklopuje končetinu v úhlu 180° . Typickými příklady fixace jsou tyto typy fixátorů: Fischer, Hoffmann-Vidal, Gudushauri, Sivash, Volkov-Oganesyan.

7.5 Shrnutí analýzy prvků řešené soustavy

V této kapitole byly popsány jednotlivé prvky soustavy, které jsou vzhledem k řešenému problému podstatné. Z rozsahu kapitoly je patrné, že vymezení podstatných prvků není nikterak jednoduché. Obtížným problémem je určení mechanických vlastností reálné kostní tkáně, která je z mechanického hlediska nehomogenní, nelineární a anizotropní. Proto je nutné se omezit na lineární modely materiálu, které sice vedou ke snížení úrovně modelu, ale dovolují řešit deformaci a napjatost zkoumané soustavy. Snížení úrovně modelu s sebou nese jisté omezení při výsledném vyhodnocování v interpretaci ne zcela správných výsledků.

Na tuto skutečnost je ale vhodné pohlížet s rezervou, neboť každý člověk je jiný jak fyzickými proporcemi těla, tak i rozdílností v jeho stavbě a to nejen na makro úrovni, ale i z mikroskopického hlediska. Proto jsou v práci použity takové hodnoty, které charakterizují průměrnou osobu, a není tedy možné zde dosažené výsledky jednoznačně aplikovat na konkrétního jedince.

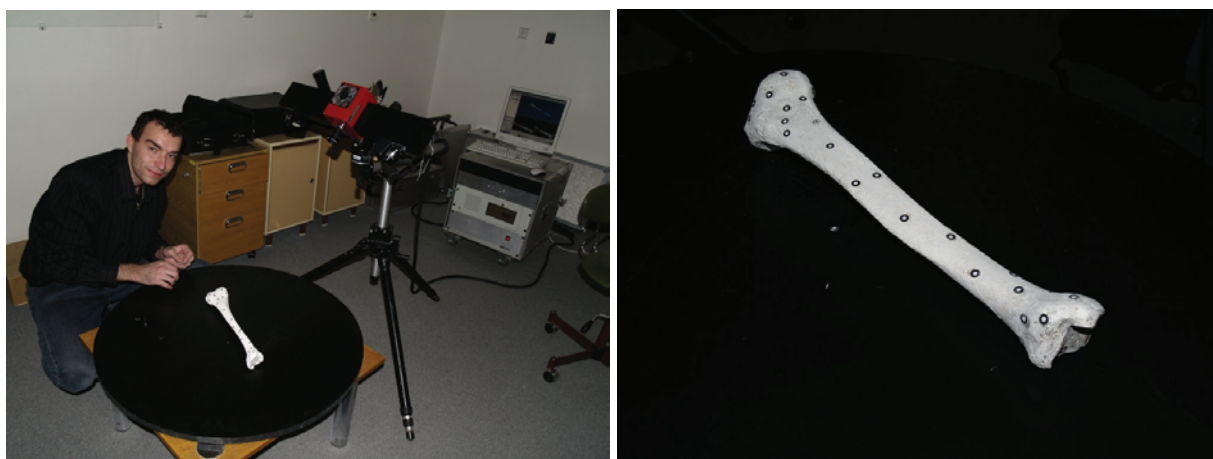
8 Vytvoření dílčích modelů

8.1 Model geometrie

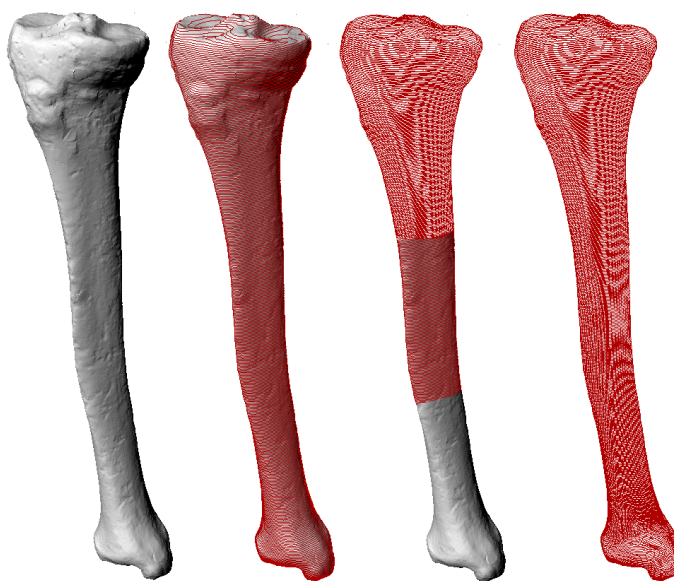
Vytvoření modelu geometrie z existujícího reálného předmětu je možné několika způsoby. U jednoduchých předmětů lze jednoduše geometrii odměřit. Problém však nastává u předmětů komplikovaných tvarů. Zde můžeme s výhodou použít 3D skeneru. S jeho využitím můžeme digitalizovat tvarově komplikované součásti. Přesnost skenování závisí jak na použitém objemu skenování, tak i na použitém optickém systému a parametrech snímacích kamer.

8.1.1 Tibie

K vytvoření modelu geometrie tibie byl použit 3D skener ATOS I. Skutečná tibia byla nejdříve nabílena křídovým sprejem a poté byla polepena referenčními body (obrázek 8.1). Tyto body sloužily k registraci snímků z obou kamer ATOS.



Obrázek 8.1: Proces skenování tibie.

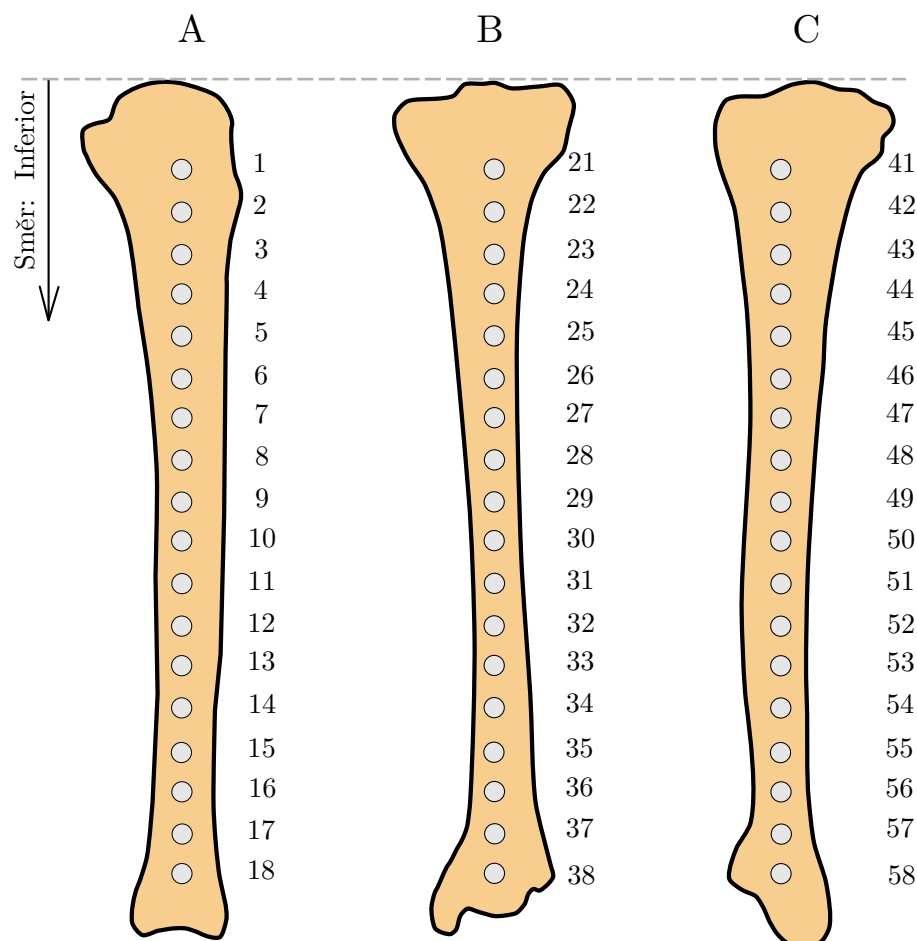


Obrázek 8.2: Sken tibie – křivky Rhino.

Poté následovala registrace všech pořízených obrazů a vytvoření bodů, které tvoří povrch modelu geometrie v prostoru. Mrak bodů byl dále zpracován tak, aby neobsahoval díry po referenčních bodech a byl vyhlazen. Tento soubor byl uložen ve formátu STL. V softwaru Rhinoceros byl model tvořený body srovnán tak, aby byla tibia svou delší částí rovnoběžná s osou z. Pomocí funkce kontury byly vytvořeny pomocné řezy jak ve vertikálním, tak v horizontálním směru. Na základě těchto řezů byly vytvořeny plochy a objemy. Protože skutečná tibia není plná, ale skládá se z kortikální kostní tkáně s proměnnou tloušťkou a spongiózní kostní tkáně, byly její vnitřní rozměry odměřeny upraveným hloubkoměrem. Průběh tloušťky tibie byl zpracován regresní analýzou s nekonstantním rozptylem.

Určení průběhu tloušťky kortikální kostní tkáně po délce tibie

Přestože lze vnější část kostní tkáně poměrně snadno zachytit 3D skenerem, její vnitřní část pro nás bez rentgenového snímání zůstává neznámá. Proto byl navržen následující postup, jehož cílem je zmapovat a popsat průběh tloušťky kortikální kostní tkáně po délce kosti. Jde zčásti o destruktivní metodu, nicméně nedochází k úplné destrukci tibie. Kortikální kostní tkáň je složitým organismem, z čehož je zřejmé, že je u každého jedince jinak vyvinutá.



Obrázek 8.3: Schéma měření – rozložení jednotlivých měřících otvorů.

Měření se provádělo upraveným hloubkoměrem s přesností 0,02 mm. Měřilo se ve vyvrtaných otvorech o průměru 5 mm, které byly umístěny dle schématy na obrázku 8.3, rozestupy mezi dírami byly v průměru $17,5 \pm 3,5$ mm. Měřící otvory byly rozčleněny do tří skupin (A, B, C) po 18 otvorech. V každém otvoru bylo uskutečněno celkem 10 měření. Nejprve však byla mechanicky odstraněna přilehlá spongiózní kostní tkáň, která by mohla znemožnit měření skutečné tloušťky kortikální kostní tkáně. Schéma měření je uvedeno na obrázku 8.3. Jednotlivé hodnoty z měření jsou uvedeny v tabulkách 8.4, 8.5 a 8.6.

Č.bodu	Vzdálenost [mm]	Měření - tloušťka [mm]										Průměr	Směrodatná odchylka
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
Oblast A													
1	45	2	2,4	2,3	2,2	2,3	2,4	2,3	2,2	2,4	2	2,3	0,15
2	65	2,2	2	2,1	2,2	2,2	2,4	2,5	2,5	2,2	2,3	2,3	0,16
3	80	2	2	2,2	2,3	2,4	2,5	2,3	2,3	2,4	2	2,2	0,18
4	97	2,6	2,7	2,5	2,3	3	2,6	2,2	2,7	2,4	2,8	2,6	0,24
5	113	3,3	3	3	3,1	3	3	3,2	3,3	3	2,7	3,1	0,18
6	130	3,3	3,3	3,4	3,4	3,5	3,4	4	3	3	3,2	3,4	0,28
7	140	3,9	3,8	4	4	4,3	4,2	4,2	4	3,7	3,6	4,0	0,23
8	152	4	3,8	3,6	4	4	3,7	3,9	4	4,4	4,5	4,0	0,28
9	175	4	4,3	4,7	4,5	4,4	4	4	4,5	4	4,1	4,3	0,26
10	195	4	4,3	4,4	4,6	4	4,2	4,6	4,2	4	4,3	4,3	0,23
11	217	4,4	4,5	4,4	4,6	4,4	4,4	4	4,4	4,5	4,5	4,4	0,16
12	236	4	4,4	4,5	4	3,8	3,8	3,5	4,8	4,2	3,9	4,1	0,39
13	257	3	3,4	3,3	3,3	3,6	3,4	3,8	4	4	3,6	3,5	0,32
14	275	3	3,2	3,4	3	3	3,2	3	2,9	3,4	3,4	3,2	0,20
15	290	2	2,4	2,5	2,6	3	2,8	2,7	2,6	2,5	3	2,6	0,30
16	300	2	2,5	2,6	2,5	2,7	2,4	3	2,4	2,5	3,1	2,6	0,31
17	320	2,5	3	2,6	2,5	2,8	2,7	2,5	2,3	2,5	1,4	2,5	0,43
18	340	1,5	1,5	2	2,2	1,5	1,3	2,5	3	1	1,5	1,8	0,61

Obrázek 8.4: Naměřené tloušťky kortikální kosti – oblast A.

Č.bodu	Vzdálenost [mm]	Měření - tloušťka [mm]										Průměr	Směrodatná odchylka
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
Oblast B													
21	45	2,4	3	2,7	2,4	2	2,5	2,6	2	2	2,2	2,4	0,34
22	65	2,7	2,8	3	3	3	3,2	3,5	3	2,8	2,8	3,0	0,23
23	80	4	3,7	3,7	3,6	2,8	2,9	3,3	3,7	3,7	3,2	3,5	0,39
24	95	3,7	3,3	4	3,5	3,6	3,5	3,8	3	3,7	3,6	3,6	0,28
25	113	3,6	3	3	3,3	3,5	4,1	3,6	3,8	3,6	4	3,6	0,37
26	130	4	4,3	4,5	4,4	4	4,1	4	4,4	4,2	3,5	4,1	0,29
27	142	4,5	4,3	4	4	5	4,2	4,3	4,1	4,4	4,4	4,3	0,29
28	157	4,3	5	5	4,5	5	4,7	4,7	4,3	4	4,5	4,6	0,34
29	180	5	4,8	4,5	4,6	5,1	5	4,8	4,9	4,7	4,5	4,8	0,21
30	200	4,3	4,5	5	5	5,1	4,8	5	5	5,2	5,4	4,9	0,32
31	220	4,5	4,5	4,3	4,5	4,7	5	4,6	4,4	4	4	4,5	0,30
32	240	4	4	4,5	4	4	4	3,6	3,8	4	4,1	4,0	0,23
33	257	3,4	3,5	3,4	3,8	3,7	3,6	3,5	3	3,3	3,5	3,5	0,22
34	275	2,5	2,6	2	2	2,7	2,6	2,6	2,7	2,8	2,6	2,5	0,28
35	290	2	2,3	2,2	2	2	2,1	2,1	2	2	2	2,1	0,11
36	305	0,8	1	1,7	1,6	2	1,4	1,3	1,3	2	1,5	1,5	0,39
37	327	2	1,5	1,3	1,6	2	1,5	1,5	1,9	2	1,9	1,7	0,27
38	345	0,5	0,7	0,8	1	1,3	1,2	1	1,5	1	0,8	1,0	0,30

Obrázek 8.5: Naměřené tloušťky kortikální kosti – oblast B.

Ke zjištění průběhu tloušťky kortikální kostní tkáně v jednotlivých místech kosti byla použita regresní analýza (přesněji metoda vážených nejmenších čtverců). Tato analýza je popsána v následující části.

Odhad regresní křivky

Velmi důležitým nástrojem statistické analýzy pro zkoumání závislosti jednotlivých proměnných (získaných experimentálně) je regresní analýza. Obecně se jedná o stanovení závislosti pozorované náhodné veličiny Y na vektoru nezávisle proměnných $\mathbf{x} = (x_1, \dots, x_k)^T$. Náhodnou veličinou Y je v našem případě tloušťka kortikální kostní tkáně a nezávisle proměnnou x je vzdálenost od počátku kosti.

Hodnoty závisle proměnné y budeme měřit na n úrovních nezávisle proměnné x , tj. na (x_1, x_2, \dots, x_n) , přičemž p_i je počet opakovaných měření na úrovni x_i .

Závislost Y na x lze obecně vyjádřit pomocí lineárního regresního modelu následovně.

$$\mathbf{y} = \mathbf{X} \cdot \boldsymbol{\beta} + \mathbf{e}, \quad (8.1)$$

kde $\mathbf{y} = (\bar{y}_1, \dots, \bar{y}_n)^T$ je vektor průměrných hodnot (realizace náhodné veličiny Y),

Č.bodu	Vzdálenost [mm]	Měření - tloušťka [mm]										Průměr	Směrodatná odchylka
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
Oblast C													
41	45	2,1	2	1,5	1,8	1,9	2	2	1,7	2,2	2,2	1,9	0,22
42	65	2,5	2,7	2,3	2,4	2	2,1	2,2	2	2,4	2,6	2,3	0,24
43	80	3	2,7	2	3	2,3	2,4	2,4	2,5	2	2,6	2,5	0,35
44	95	2,6	2,5	2,6	2,4	2,2	2	2,5	2,4	2,6	2,4	2,4	0,19
45	110	2,2	2,3	2,5	2,6	2,4	2,3	2,6	2,4	2,5	2,7	2,5	0,16
46	125	2,7	2,4	2,3	3	2,8	2,8	2,9	2,8	2,7	2,3	2,7	0,25
47	140	3	3,2	3,5	3,5	3,8	3,7	3,8	4	3,6	3,2	3,5	0,32
48	155	3,3	3	3,4	3,2	3,7	3,8	4	3,7	3,8	3,5	3,5	0,31
49	172	3	3,2	3,4	3,5	3,7	3,9	3,8	3,7	3,7	3,2	3,5	0,30
50	190	4,1	4,3	3,8	3	4,5	4,2	4	4,1	4	3,8	4,0	0,40
51	215	3	3	4	3,2	3,1	4,4	4,3	4	4,2	4	3,7	0,57
52	235	4,3	3,5	3,7	3,6	4,2	4,5	4,2	4,6	4,3	4,2	4,1	0,38
53	255	4,3	4	3,8	3,5	3,9	3,8	3,5	4	4,4	3,8	3,9	0,29
54	270	4	3,8	3,5	3,4	3,6	3,1	3	4	2,8	3	3,4	0,43
55	285	2,6	2,6	3,4	3	2,7	2,5	2,4	2,4	2,3	2,4	2,6	0,34
56	300	3	2,2	2	2,4	3	2,7	2,6	2,8	2,4	2,5	2,6	0,33
57	325	1,4	1,4	1,3	2	1,4	2	2	1,7	1,6	2	1,7	0,30
58	345	1	0,8	1,1	1	0,9	1,1	1	1,2	1,1	0,8	1,0	0,13

Obrázek 8.6: Naměřené tloušťky kortikální kosti – oblast C.

$$\mathbf{X} = \begin{pmatrix} 1 & x_1 & x_1^2 & \cdots & x_1^m \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & x_n & x_n^2 & \cdots & x_n^m \end{pmatrix} \text{ odpovídá polynomickému regresnímu modelu (index } m \text{ předsta-}$$

vuje stupeň polynomu regresní křivky), $\beta = (\beta_0, \dots, \beta_m)^T$ je vektor reálných parametrů (regresních koeficientů) a $\mathbf{e} = (e_1, \dots, e_n)^T$ je vektor nekorelovaných náhodných veličin (vyjadřující např. náhodné chyby měření) s normálním rozdělením pravděpodobnosti $N(0, \sigma^2)$.

V našem případě máme k dispozici soubor experimentálních měření s opakovanými měřeními na daných úrovních, a abychom zohlednili různou přesnost měření na jednotlivých úrovních, použijeme metodu vážených nejmenších čtverců. Do modelu tedy zavedeme váhovou funkci $w_i = \frac{1}{s_i^2}$, kde $s_i^2 = \frac{1}{p_i-1} \sum_{j=1}^{p_i} (y_{ij} - \bar{y}_i)^2$ je bodový odhad rozptylu naměřených hodnot y_{ij} na úrovni x_i .

$$\text{Tyto váhy jsou prvky matice } \mathbf{W} = \begin{pmatrix} w_1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & w_2 & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \cdots & w_n \end{pmatrix}.$$

Bodový odhad modelu lineární regresní funkce pak bude mít následující tvar:

$$\hat{\mathbf{y}} = \mathbf{X} \cdot \mathbf{b}, \quad (8.2)$$

kde $\hat{\mathbf{y}} = (\hat{y}_1, \dots, \hat{y}_n)^T$ a bodové odhady regresních koeficientů $\hat{\beta} = \mathbf{b}$ ($\mathbf{b} = (b_0, \dots, b_m)^T$) určíme pomocí metody vážených nejmenších čtverců. Tedy minimalizujeme následující součet čtverců odchylek:

$$S = (\mathbf{y} - \mathbf{X}\beta)^T \cdot \mathbf{W} \cdot (\mathbf{y} - \mathbf{X}\beta). \quad (8.3)$$

Ze vztahu $\frac{\partial S}{\partial \beta} = \mathbf{0}$ pak po úpravě získáme bodové odhady regresních koeficientů:

$$\mathbf{b} = (\mathbf{X}^T \mathbf{W} \mathbf{X})^{-1} (\mathbf{X}^T \mathbf{W} \mathbf{y}). \quad (8.4)$$

Vhodnost zvoleného modelu orientačně posoudíme na základě koeficientu determinace (resp. adjustovaného koeficientu determinace), který vyjadřuje podíl variability hodnot \bar{y}_i vysvětlený vypočtenou regresní funkcí. Dalším kritériem vhodnosti modelu pro nás bude graf reziduí, kde budeme sledovat, zda se zde objeví nějaká zákonitost.

Bodový odhad koeficientu determinace je:

$$r^2 = 1 - \frac{RSC}{\sum_{i=1}^n w_i (\bar{y}_i - \bar{y})^2}, \quad (8.5)$$

kde $RSC = (\mathbf{y} - \hat{\mathbf{y}})^T \mathbf{W}(\mathbf{y} - \hat{\mathbf{y}})$ je reziduální součet čtverců a $\bar{y} = \frac{\sum_{i=1}^n w_i \bar{y}_i}{\sum_{i=1}^n w_i}$ je vážený aritmetický průměr z průměrných hodnot \bar{y}_i . Tento koeficient nabývá hodnot z intervalu $\langle 0; 1 \rangle$, přičemž hodnoty blízké 1 signalizují vhodnost zvoleného tvaru regresní funkce. Se zvyšujícím se stupněm polynomu m se jeho hodnota automaticky zvyšuje, proto se zavádí adjustovaný koeficient determinace.

Bodový odhad adjustovaného koeficientu determinace, který navíc zohledňuje stupeň polynomu, je:

$$r_{adj}^2 = 1 - \frac{n-1}{n-m-1}(1-r^2). \quad (8.6)$$

Test nulové hypotézy o významnosti korelačního koeficientu, která je ekvivalentní hypotéze o významnosti všech regresních koeficientů kromě absolutního členu, provedeme pomocí výběrové testovací statistiky ve tvaru: $F = \frac{r^2(n-m-1)}{(1-r^2)m}$. Na hladině významnosti α nulovou hypotézu zamítáme, jestliže:

$$F \geq F_{1-\alpha}(m, n-m-1), \quad (8.7)$$

kde $F_{1-\alpha}(m, n-m-1)$ je $(1-\alpha)$ -kvantil Fisherova-Snedecorova rozdělení s m a $n-m-1$ stupni volnosti. Jestliže hypotézu zamítneme, lze model jako celek považovat za vhodný, ale musíme provést další analýzu k určení vhodného stupně polynomu.

Vykreslíme tedy závislost reziduí $\mathbf{rez} = \mathbf{y} - \hat{\mathbf{y}}$ na hodnotě x a zjišťujeme, zda se v grafu objevuje nějaká zákonitost. Pokud tato situace nastane, není daný model vhodný a zvýšíme tedy stupeň polynomu. Jestliže jsou rezidua rozložena náhodně, můžeme daný model považovat za vhodný a pokračujeme v další analýze.

Nyní určíme intervalové odhady regresních koeficientů, abychom z modelu mohli vyloučit statisticky nevýznamné členy. Intervalový odhad koeficientu β_i , $i = 0, \dots, m$ se spolehlivostí $1 - \alpha$ je:

$$\left\langle b_i - t_{1-\frac{\alpha}{2}}(n-m-1)\sqrt{\hat{D}_{ii}}, b_i + t_{1-\frac{\alpha}{2}}(n-m-1)\sqrt{\hat{D}_{ii}} \right\rangle, \quad (8.8)$$

kde \hat{D}_{ii} je prvek v i -tém řádku na hlavní diagonále varianční matice $\hat{\mathbf{D}} = s^2(\mathbf{X}^T \mathbf{W} \mathbf{X})^{-1}$, $s^2 = \frac{RSC}{n-m-1}$ je bodový odhad rozptylu σ^2 a $t_{1-\frac{\alpha}{2}}(n-m-1)$ je $(1 - \frac{\alpha}{2})$ -kvantil Studentova rozdělení s $n-m-1$ stupni volnosti.

Regresní koeficient β_i je statisticky nevýznamný (tzn. nezamítáme nulovou hypotézu $H_0 : \beta_i = 0$ na hladině významnosti α), jestliže jeho intervalový odhad se spolehlivostí $1 - \alpha$ obsahuje hodnotu 0. Statisticky nevýznamný koeficient z modelu odstraníme a provedeme výše popsanou analýzu pro upravený model.

V případě polynomických modelů s vyšším stupněm polynomu může dojít k situaci, že model jako celek je statisticky významný (tj. platí (8.7)), ale všechny koeficienty kromě β_0 vyjdou statisticky nevýznamné. To je způsobeno tzv. multikolinearitou, kdy jsou jednotlivé bázové funkce (x, x^2, \dots, x^m) vzájemně závislé, a nelze tedy posoudit významnost jednotlivých koeficientů samostatně.

Pro výsledný model určíme ještě intervalový odhad střední funkční hodnoty pro libovolné pevné x se spolehlivostí $1 - \alpha$:

$$\left\langle \mathbf{b}^T \mathbf{f}(x) - t_{1-\frac{\alpha}{2}}(n-m-1)\sqrt{s^2 h^*}, \mathbf{b}^T \mathbf{f}(x) + t_{1-\frac{\alpha}{2}}(n-m-1)\sqrt{s^2 h^*} \right\rangle, \quad (8.9)$$

kde $h^* = \mathbf{f}(x)^T (\mathbf{X}^T \mathbf{W} \mathbf{X})^{-1} \mathbf{f}(x)$ a $\mathbf{f}(x) = (1, x, \dots, x^m)^T$.

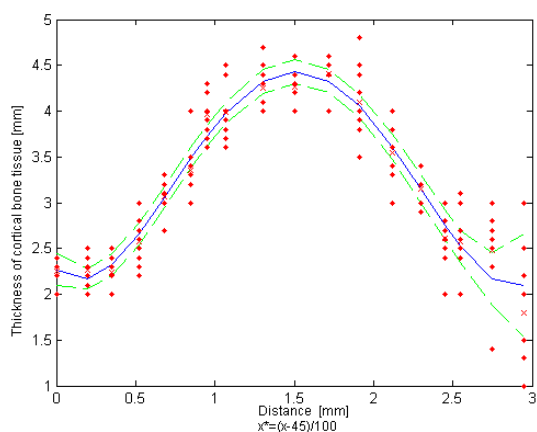
Z intervalových odhadů střední funkční hodnoty zkonstruujeme pás spolehlivosti pro střední hodnotu.

Vyhodnocení měření

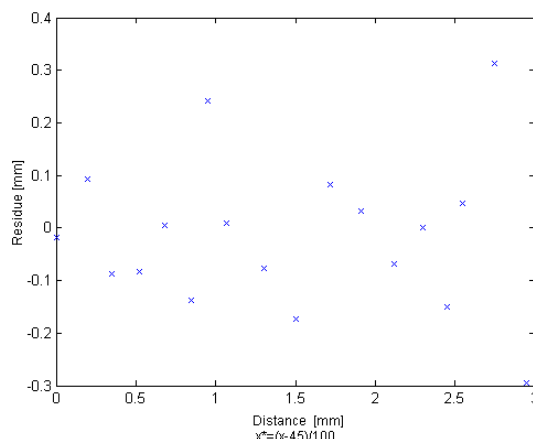
Bylo provedeno celkem 540 měření. Cílem bylo vyhodnotit, jaký je průběh tloušťky kortikální kostní tkáně po délce tibie. Měření bylo rozděleno do tří skupin, které představují tři strany tibie. Výsledky měření jsou zpracovány podle metody popsané výše.

Při řešení regresní analýzy byla spolehlivost nastavena na hodnotu 95%. Stupeň polynomu byl u jednotlivých regresních křivek volen na základě reziduí a intervalového odhadu regresních koeficientů. Legenda grafů je následující. Modrá křivka představuje regresní křivku, zelené křivky označují pásy spolehlivosti a červené body představují jednotlivá měření v daných úsecích.

U dat s označením A byl zvolen polynom čtvrtého stupně. Jednotlivé bodové odhady b_i regresních koeficientů jsou uvedeny v tabulce 8.1. Stupeň polynomu vyplynul z grafů reziduí, protože rezidua byla rozmístěna náhodně. U nižšího stupně polynomu byla mezi nimi patrná zákonitost. Na obrázku 8.7 je uveden graf závislosti tloušťky kortikální kostní tkáně v závislosti na vzdálenosti od proximálního kondylu. Na obrázku č. 8.8 je uveden graf reziduí.

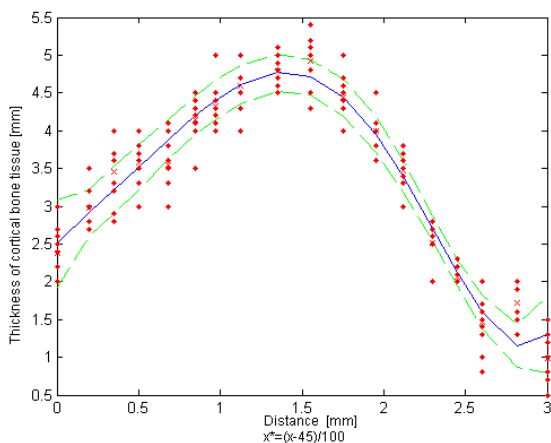


Obrázek 8.7: Graf průběhu tloušťky kortikální kostní tkáně – data A.

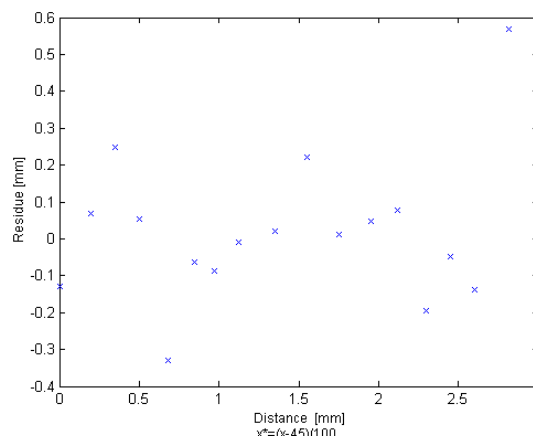


Obrázek 8.8: Graf reziduí – data A.

Data s označením B jsou vhodně popsána polynomem pátého stupně. Bodové odhady b_i koeficientů regresní křivky jsou uvedeny v tabulce 8.1. Na obrázku 8.9 je uveden graf průběhu tloušťky kortikální kosti. Obrázek 8.10 představuje graf reziduí.



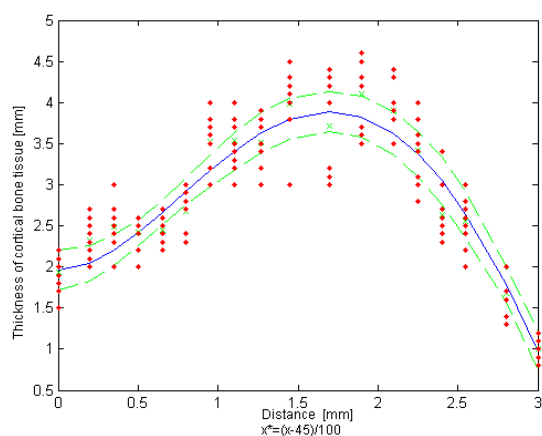
Obrázek 8.9: Graf průběhu tloušťky kortikální kosti – data B.



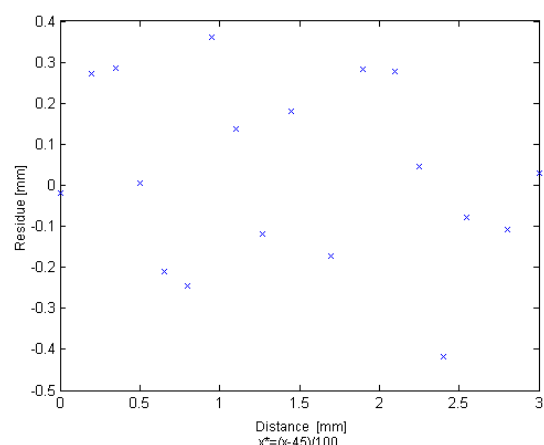
Obrázek 8.10: Graf reziduí – data B.

Soubor dat s označením C představuje třetí stranu tibie. Stupeň polynomu regresní křivky je v tomto případě čtyři. Regresní analýzou bylo zjištěno, že koeficient β_1 je v modelu statisticky nevýznamný. Proto byl příslušný člen z modelu vypuštěn a byla znovu provedena regresní analýza bez tohoto členu. Bodové odhady b_i jednotlivých regresních koeficientů jsou uvedeny v tabulce 8.1. Graf průběhu tloušťky kortikální kostní tkáně je uveden na obrázku 8.11 a graf reziduí na obrázku 8.12.

Pokud prezentované výsledky zhodnotíme, můžeme si všimnout, že maxima tloušťky kortikální kostní tkáně jsou v prostřední části kosti, kde má kost nejmenší plochu vnějšího průřezu. Maximální tloušťka je v oblasti označené B a nabývá hodnoty $4,9 \pm 0,3$ mm. Minimální tloušťka



Obrázek 8.11: Graf průběhu tloušťky kortikální kostní tkáně – data C.



Obrázek 8.12: Graf reziduí – data C.

Bodové odhady b_i koeficientů β_i	Data A	Data B	Data C
b_0	2,268	2,510	1,960
b_1	-1,662	2,081	–
b_2	6,533	-0,576	2,426
b_3	-3,953	1,441	-1,280
b_4	0,652	-1,251	0,145
b_5	–	0,248	–

Tabulka 8.1: Hodnoty bodových odhadů b_i jednotlivých regresních koeficientů β_i .

je naopak na koncích kosti a jedná se o hodnotu $1,0 \pm 0,3$ mm. V těchto místech má kost největší plochu vnějšího průřezu. Získané výsledky posloužily k tvorbě modelu tibie [10].

8.1.2 Fixátory

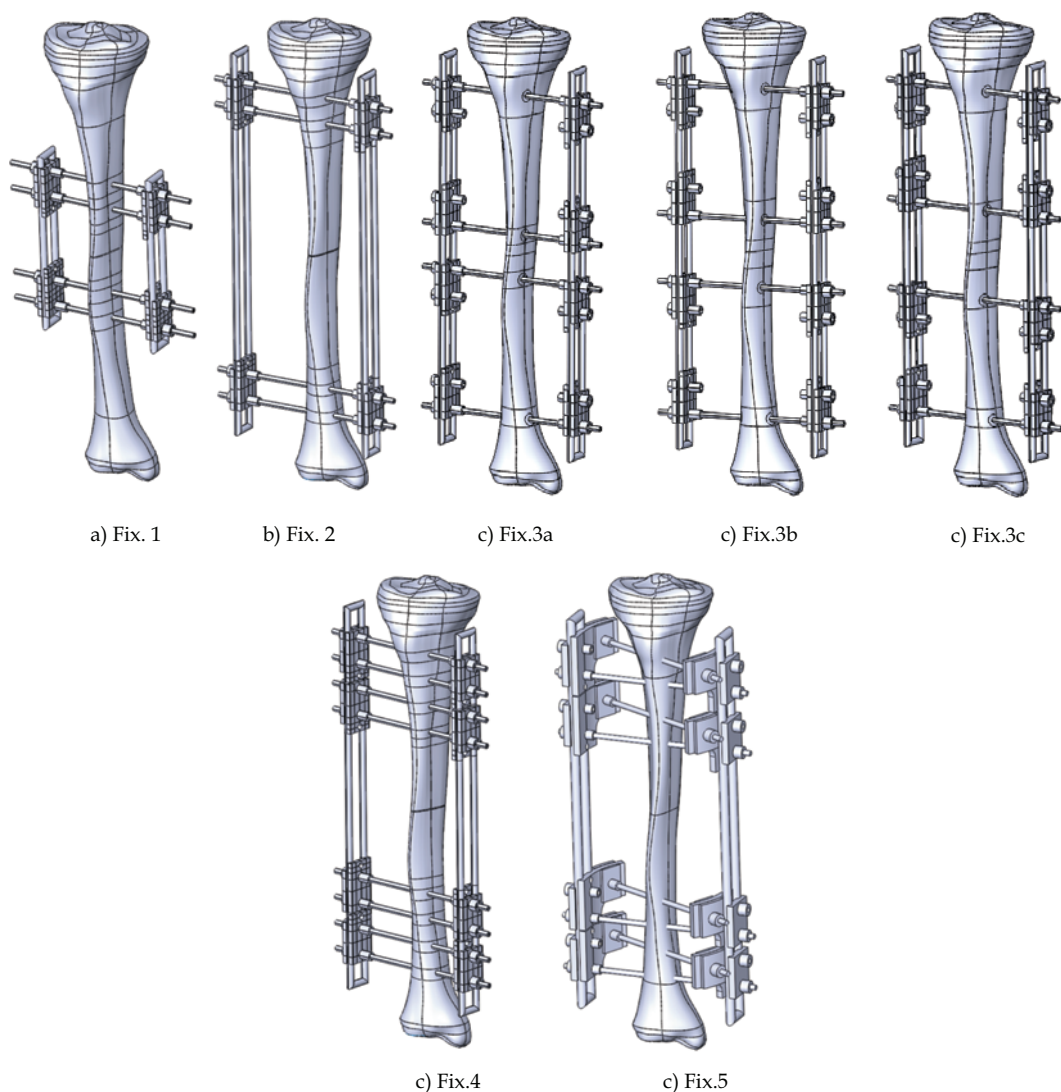
K dispozici byl pouze dvoustranný fixátor se čtyřmi dráty. Na základě odměření rozměrů jednotlivých částí tohoto skutečného fixátoru byl vytvořen model fixátoru Fix. 1 (viz obrázek 8.13). Další čtyři typy fixátorů byly navrženy tak, aby vystihovaly co nejvíce možných konstrukčních variant, a bylo tak možné analyzovat, co jednotlivé typy konstrukcí způsobí z mechanického hlediska. Po odměření byly jednotlivé varianty fixátorů vymodelovány v CAD softwaru Solidworks 2009. CAD program Solidworks obsahuje parametrický modelář, který umožňuje vytváření parametrických modelů geometrie. Všechny uvedené modely byly vytvořeny jako objemová tělesa. Takto vytvořené modely spolu s tibí byly poté exportovány do konečnoprvkového systému ANSYS. Export byl proveden pomocí souborového formátu SAT.

Fixátor 1 (Fix. 1)

Tento fixátor je složen ze dvou základních částí a to z těla fixátoru a fixačních drátů. Tělo fixátoru tvoří dva rámy a čtyři dvojice prvků (obr. 8.13 a)). K ráům jsou připevněny svorky, kterými prochází fixační dráty. Svorky před dotažením umožňují u skutečného fixátoru chirurgovi vhodně rozmístit fixační elementy. Fixátor je celý vyroben z oceli.

Model fixátoru obsahuje všechny podstatné prvky jako skutečný fixátor, neobsahuje spojovací elementy, jako jsou matice a šrouby.

Pro analýzy byl model fixátoru nastaven tak, že fixační dráty jsou umístěny co nejdál od sebe. Jelikož se jedná o krátkou verzi fixátoru, je model umístěn poblíž simulované zlomeniny.



Obrázek 8.13: Modely fixátorů v prostředí Solidworks.

Fixátor 2 (Fix. 2)

Fixátor Fix. 2 je podobný fixátoru Fix. 1. Rozdíl je pouze v délce těla fixátoru (obr. 8.13 b)). V tomto případě fixátor fixuje zlomeniny v oblasti kondylů. Pro fixaci jsou tak jako u předchozího modelu použity čtyři fixační dráty. Tato verze modelu představuje extrémní případ použití fixátoru. V praxi nejspíše takový stav nenastane. Model má za úkol simulovat, co nastane v případě, kdy je zvolena nejméně vhodná fixace.

Fixátor 3 (Fix. 3)

Fixátor Fix. 3 ve variantách a, b, c má obdobnou stavbu jako fixátory Fix. 1 a Fix. 2. Rozdíl je pouze v umístění fixačních elementů. V oblastech proximálního a distálního kondylu jsou fixační elementy umístěny stejně jako v případě fixátoru Fix. 2, naproti tomu druhá dvojice fixačních elementů je zde umístěna poblíž zlomeniny. Tento způsob umísťování fixačních elementů je v lékařské praxi nejpoužívanější. Problémem je ale nalezení vhodného rozestupu fixačních drátů poblíž zlomeniny, tak aby docházelo k co nejmenším posuvům a natočením v oblasti zlomeniny. Z tohoto důvodu tedy byla provedena analýza tří variant fixátorů simulujících různá nastavení fixačních elementů poblíž zlomeniny tak, aby bylo možné vybrat co nejvhodnější řešení. Jednotlivé varianty se liší rozestupem fixačních drátů. U varianty Fix. 3a jsou fixační elementy umístěny co nejbližší zlomeniny, jejich rozestup je v tomto případě 40 mm. Naopak u varianty Fix. 3c jsou

fixační elementy podstatně dále, rozestup zde činí 80 mm. Velikost rozestupu u varianty Fix. 3b leží mezi velikostmi rozestupů předchozích dvou variant, tj. 60 mm.

Fixátor 4 (Fix. 4)

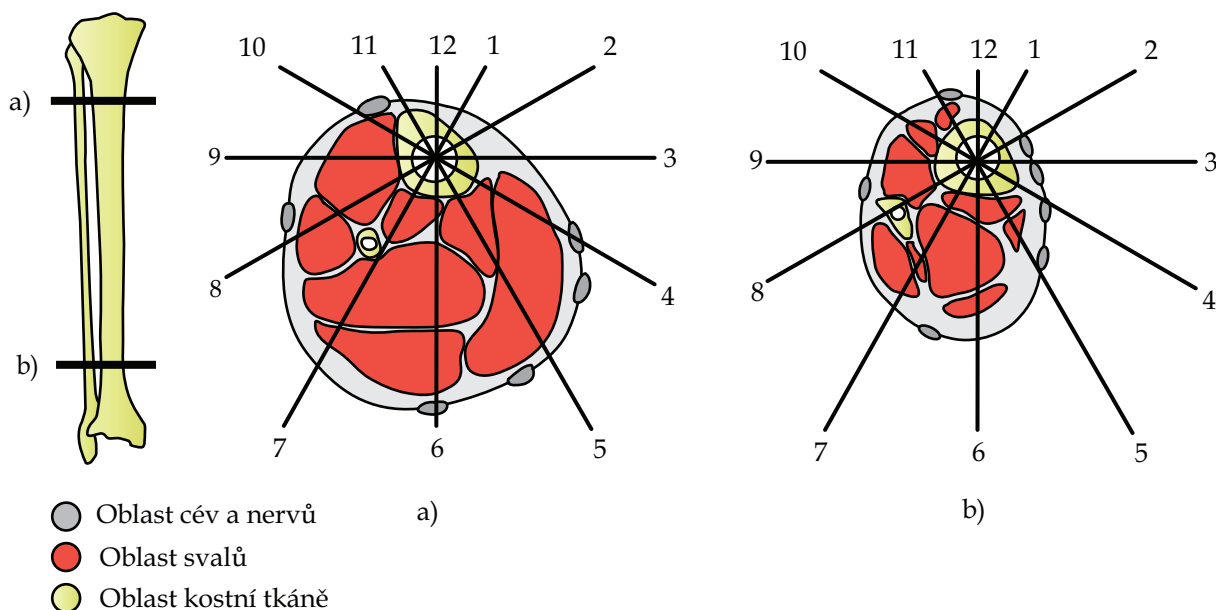
Fixátor v této variantě používá k fixaci končetiny osm drátů. Dráty jsou umístěny poblíž proximálního a distálního kondylu. Tato konfigurace fixátoru simuluje extrémní stav pro použití fixačních elementů. V praxi by takto fixována končetina byla zatížena rizikem infekce v okolí fixačních drátů. Stavbou je tento fixátor obdobný jako předchozí modely.

Fixátor 5 (Fix. 5)

Tato varianta fixátoru představuje stav, kdy předpokládáme, že fixační dráty se uprostřed kostní tkáně kříží. Konfigurace fixátoru je obdobná jako u fixátoru 4. Je zde použito osm fixačních drátů, které jsou umístěny v oblastech okolo kondylů. Tento model vznikl, aby se zjistil vliv zkřížených drátů na fixaci končetiny. Fixační dráty jsou nastaveny tak, aby v této konfiguraci bylo možné reálně umístit fixátor na zlomenou končetinu. V případě, že by fixační dráty byly zavedeny pod jiným úhlem, mohlo by dojít k poškození měkkých tkání, jako jsou cévy, nervy atd.

8.1.3 Umístění fixátorů

Modely fixátoru jsou umístěny vzhledem ke končetině tak, jako po operačním zákroku, který by provedl lékař. Fixační dráty nebo šrouby musí procházet co nejmenším počtem svalů, a proto existují doporučení, jak fixační elementy umísťovat. Na obrázku jsou uvedeny možnosti umístění fixačních drátů [13] z hlediska co možná nejmenšího poškození měkkých tkání. Obrázek popisuje umístění fixačních elementů v oblastech, ve kterých jsou umístěny modely fixátorů na modelu tibie.



Obrázek 8.14: Možné polohy umístění fixátorů na tibii.

Na obrázku 8.14 a) je znázorněno umístění fixačních drátů pro proximální část tibie. V tomto případě je doporučeno fixační elementy umístit v pozici 1, 2 a 12. Umístění v pozici 1, 2, 3, 4, 9 a 10 jsou pro tuto úroveň možná, protože při pohybu v koleně dochází k minimálním posuvům měkkých tkání.

Na obrázku 8.14 b) je znázorněno umístění fixačních drátů pro distální část tibie. V tomto případě je doporučeno fixační elementy umístit v pozici 12. Umístění v pozici 1, 2, 3, 4, 8 a 9 jsou

pro tuto úroveň možná, protože při pohybu v koleně dochází k minimálnímu posuvu měkkých tkání, které je akceptovatelné.

Pro fixaci v celé délce kosti z hlediska minimálního narušení tkání je až na oblasti kloubu vhodná pozice 12. Ta představuje pozici fixačních elementů skloněných o 30° od přední roviny kosti. Na základě konzultace s lékařem a doporučení vyplývajících z literatury byly modely fixátorů umístěny přibližně v pozici označené číslem 12.

8.2 Model materiálu

Lidský organismus patří mezi nejsložitější organismy této planety. Kostní tkáň člověka řadíme mezi materiály viskoelastické, nehomogenní a anizotropní. Získání vhodných vzorků a určení jejich materiálových charakteristik je velmi obtížné a závisí na mnoha faktorech (část 7.3). V praxi se proto hledají způsoby jak vhodně modelovat takto složité materiálové vlastnosti. Modely materiálů podle jejich úrovně můžeme pak použít jen na určité přiblížení reality. Čím model věrněji popisuje skutečnost, tím věrohodnější výsledky můžeme pomocí výpočtové analýzy získat. Největší problém při popisu modelu materiálu je již zmíněné získání materiálových charakteristik skutečné kostní tkáně. V literatuře můžeme nalézt mnoho druhů modelů materiálů, které jsou odvozeny od měření hustoty kostní tkáně přes tahové zkoušky a ohybové zkoušení skutečných vzorků lidské tkáně.

8.2.1 Kortikální kostní tkáň

Kortikální kostní tkáň má velmi kompaktní stavbu, oproti spongiózní kostní tkáni je méně pórovitá. V literatuře lze nalézt mnoho experimentálně odvozených vztahů mezi materiálovými vlastnostmi a hustotou materiálu. Například můžeme uvést vztahy:

$$\begin{aligned} \text{Currey:} \quad E &= 23.4(1 - p)^{5.74} \text{ [GPa]} \\ \text{McEltahney:} \quad E &= 12.4(1 - p)^3 \text{ [GPa]} \end{aligned}$$

Na základě literatury [2] byl vytvořen model, který byl následně konzultován s lékaři z Úrazové nemocnice v Brně. Tento model materiálu je charakteristický tím, že popisuje izotropní homogenní lineárně pružný materiál, který je popsán pouze dvěma materiálovými charakteristikami – modulem pružnosti a Poissonovým poměrem. Je tedy jasné, že tento model nemůže věrně popsat skutečné materiálové vlastnosti kosti a úlohu tedy musíme řešit na nižší rozlišovací úrovni, což je třeba brát v úvahu při hodnocení výsledků výpočtů. Pokud ale vezmeme do úvahy rozdílnost jednotlivých lidí, lze tento model materiálu použít, neboť rozdílnosti mezi lidmi do jisté míry snižují nepřesnost modelu. Model materiálu tibie použitý v práci je složen z několika oblastí s rozdílnými hodnotami modulu pružnosti. V oblastech kondylů, kde je tloušťka kortikální kostní tkáně menší a převažuje větší množství spongiózní kostní tkáně, je použita menší hodnota modulu pružnosti kortikální kostní tkáně. Postupně ke středu se hodnoty lineárně zvětšují. Ve střední části je tak hodnota modulu pružnosti kortikální kostní tkáně největší. Jednotlivé hodnoty použitých materiálových konstant jsou uvedeny v tabulce 8.2.

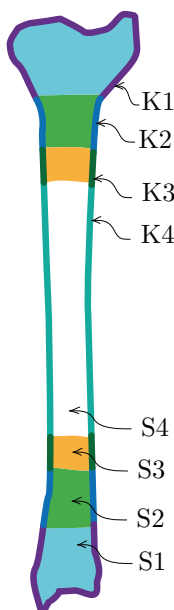
Označení K představuje materiálovou charakteristiku pro kortikální kostní tkáň a S označuje spongiózní kostní tkáň.

8.2.2 Spongiózní kostní tkáň

Spongiózní tkáň má velmi pórovitou strukturu. Pro zjišťování materiálových vlastností se nečastěji používá tříbodová ohybová, tahová a tlaková zkouška. Existují ale i jiné metody určení materiálových vlastností. Můžeme například aproximovat modul pružnosti pomocí zdánlivé hustoty materiálu následovně: $E = 2915\rho^2$ [MPa] [2].

Označení	Modul pružnosti E [MPa]	Poissonův poměr μ [-]
K1	15 100	0,3
K2	16 730	0,3
K3	18 300	0,3
K4	20 000	0,3
S1	6 900	0,3
S2	4 600	0,3
S3	2 300	0,3
S4	0	0,3

Tabulka 8.2: Použité materiálové konstanty.



Obrázek 8.15: Rozdělení tibie podle materiálu kostní tkáně.

Protože se jedná o velmi pórovitý materiál s hodně složitou geometrickou strukturou, bylo by jeho modelování dost složité. Nejen geometrie, ale i různé rozložení jednotlivých materiálových vlastností ve skutečné kosti jsou nejasné. Proto je vhodné vytvořit model materiálu s podobnými globálními vlastnostmi, jaké má skutečný materiál. V práci byl model materiálu spongiózní kostní tkáně vytvořen obdobně jako model kortikální tkáně, tzn. že byl vytvořen na základě zkušeností lékaře a materiálové vlastnosti byly převzaty z literatury. Jelikož nebyla dostupná počítačová tomografie, nelze určit přesné rozložení spongiózní kostní tkáně a je nutné se spokojit s předpokladem, že se model materiálu skládá z několika částí s různými materiálovými vlastnostmi. V oblastech kondylů je tato kostní hmota výrazně pevnější než v jiných částech kosti a model spongiózní tkáně zde má proto větší hodnotu modulu pružnosti. Směrem ke středu kosti se hodnota modulu pružnosti spongiózní tkáně snižuje tak, jako se ve skutečné kosti snižuje hustota skutečné tkáně. Ve střední části kosti je již tak málo spongiózní tkáně, že ji v podstatě můžeme zanedbat a v modelu tedy v této části kosti žádnou spongiózu neuvažujeme. Jednotlivé rozložení materiálu je uvedeno na obrázku 8.15.

8.2.3 Model materiálů fixátorů

Všechny analyzované fixátory jsou celé vyrobeny z oceli. Model materiálu použitý pro analýzy je homogenní izotropní lineárně pružný materiál popsáný dvěma materiálovými charakteristikami a to modulem pružnosti a Poissonovým poměrem. Tento model materiálu představuje popis kovových materiálů, které se chovají lineárně pružně do meze pružnosti, jsou homogenní a ve všech směrech mají stejné vlastnosti. Jednotlivé materiálové konstanty použité pro model materiálu fixátoru jsou uvedeny v následující tabulce 8.3 ([25]).

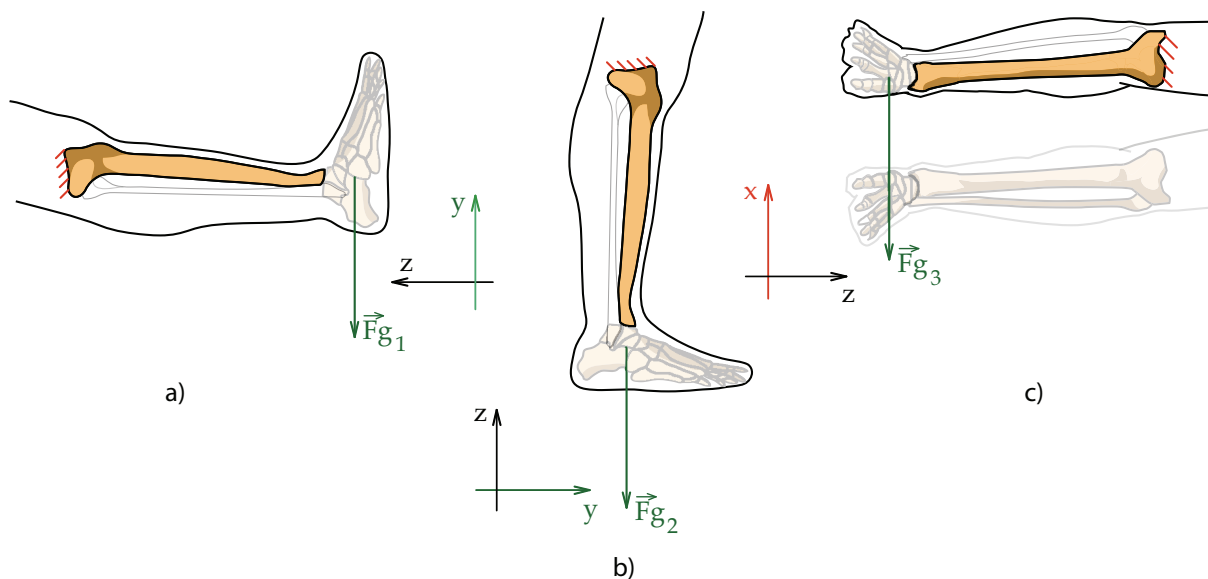
Materiál	Modul pružnosti E [MPa]	Poissonův poměr μ [-]
ocel	210 000	0,3

Tabulka 8.3: Použité materiálové konstanty.

8.2.4 Model vazeb a zatížení

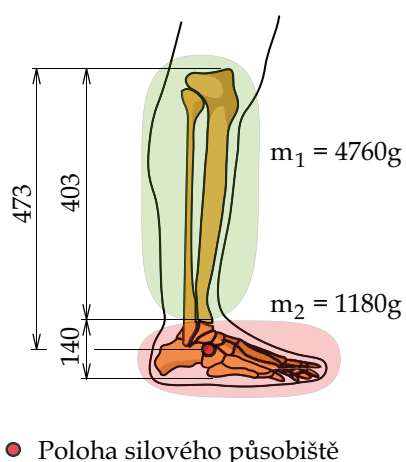
Pokud dojde ke zlomenině končetiny, je v první fázi úkolem fixace znehybnění končetiny. Jakýkoliv pohyb je pro pacienta bolestivý a hrozí nebezpečí dalšího porušení kostní tkáně, ale i měkkých tkání. Proto je nezbytné provést fixaci zraněné končetiny. Fixace musí být provedena tak, aby poškozená část byla znehybněna a fixována ve vhodné poloze. V první fázi léčby se kostní tkáň

nezatěžuje. Tento stav trvá do doby, než mezi kostmi vznikne svalek. Po určité době hojení nastupuje druhá fáze léčby, kdy musí pacient končetinu pomalu zatěžovat. V práci je popsána pouze první fáze léčby bez vzniklého svalku.



Obrázek 8.16: Okrajové podmínky výpočtových modelů.

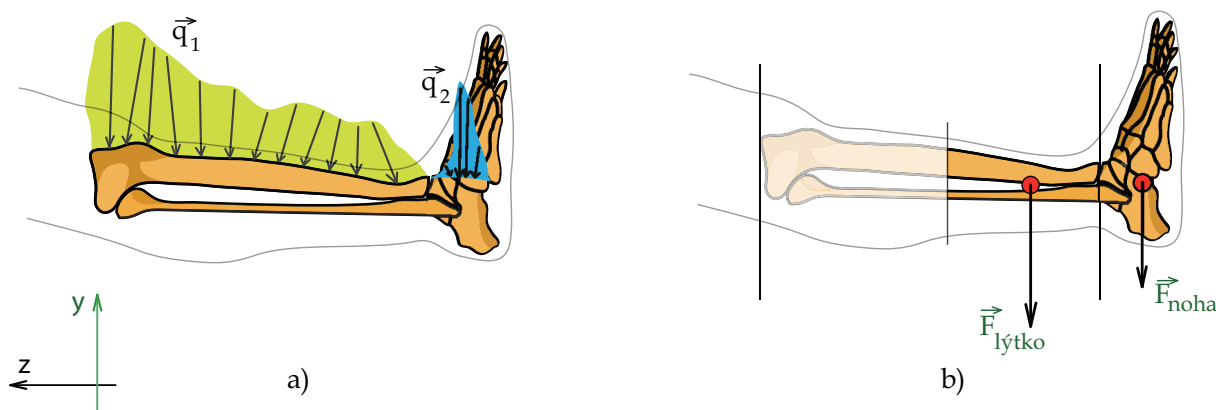
Představme si situaci, kdy člověk vstává z postele nebo se v ní převrací. Můžeme vypočítat následující tři nejčastější pohyby dolní končetiny (obr. 8.16). Zaprvé se jedná o pomalý pohyb v rovině sagitální. Druhý stav nastane v případě pohybu s oporou těla, například s použitím berlí. V tomto případě končetina visí. Třetí pomalý pohyb nastává vleže na boku, kdy dochází ke zvedání končetiny v rovině frontální. Výše popsané stavy představují tři analyzované stavy zatížení dolní končetiny.



Obrázek 8.17: Rozložení hmotností částí dolní končetiny.

Na obrázku 8.17 je zobrazeno rozložení hmotností jednotlivých segmentů dolní končetiny a to oblasti nohy a oblasti lýtku. Uvedené hmotnosti končetiny vycházejí ze studie provedené mezinárodní kosmickou agenturou NASA [16]. Nejlepší možnou volbou popisu zatížení lýtku a nohy by bylo použití spojitých silových zatížení (obrázek 8.18 a)). Průběh těchto zatížení ale nelze v praxi jednoznačně určit z důvodu složitosti stavby dolní končetiny. Proto bylo v této práci silové zatížení dolní končetiny stanoveno následujícím způsobem. Bylo uvažováno, že fixátor musí přenést polovinu hmotnosti lýtku a celou hmotnost chodidla, což je 3560 g. Na obrázku 8.18 b) je znázorněno uvažované rozložení působících sil. Obrázek 8.17 dále ukazuje místo silového působení, které se nachází v polovině výšky nohy, což je v tomto případě ve vzdálenosti 473 mm od proximálního kondylu.

V zátěžných stavech 1 a 3, kdy se končetina nachází ve vodorovné poloze vůči zemi, dochází k jejímu ohybovému namáhání. Velikost sil F_{g1} a F_{g3} (viz obr. 8.16 a), c)) je v tomto případě zvolena tak, aby vytvořila moment síly \vec{M} , který je roven součtu momentů vznikajících z tíhových sil působících na nohu a polovinu lýtku. Všechny momenty sil jsou počítány vzhledem



Obrázek 8.18: Rozložení sil působících na dolní končetinu.

k proximálnímu kondylu. Velikost výsledného momentu síly je tedy určena jako:

$$M = M_{noha} + M_{lýtka} = (11,8 \cdot 0,473 + 23,8 \cdot 0,75 \cdot 0,403) \text{ Nm} = 12,771 \text{ Nm}.$$

Odtud lze již snadno určit velikost působící síly jako:

$$F_{g1} = F_{g3} = \frac{M}{r} = \frac{12,771}{0,473} \text{ N} = 27 \text{ N}.$$

V případě zátěžného stavu 2, kdy je končetina ve svislé poloze vůči zemi, je působící síla \vec{F}_{g2} (viz obr. 8.16 b)) určena jako součet tíhových sil působících na nohu a polovinu lýtko, které leží na společné nositelce. Její velikost je tedy rovna 35,6 N.

U proximálního kondylu tibie jsou zamezeny posuvy ve všech směrech v prostoru. Tuto podmínku můžeme aplikovat v případě, kdy dochází v koleně k relativně malé rychlosti pohybu. U pomalého pohybu je tato podmínka splněna, protože nedochází k rychlým změnám v místě kloubu, a lze tedy předpokládat nehybnost kloubu.

8.3 Konečnoprvkové modely

Konečnoprvkové modely jsou tvořeny elementy konečné velikosti, které jsou uspořádány v síti elementů. Tyto elementy diskretizují původně spojitě tvary. Na počtu těchto elementů závisí přesnost řešení dané části modelu. Zvýšíme-li počet elementů, můžeme se přiblížit k přesnému řešení a zvýšíme tak úroveň řešení. Zvyšování počtu elementů ale vede ke zvýšení výpočtového času. Právě s ohledem na výpočtový čas je vhodné provést diskretizaci tak, abychom byli schopni daný konečnoprvkový model v rozumné době vyřešit. Síť konečnoprvkového modelu byla vytvořena v systému ANSYS. Ten obsahuje databázi různých elementů. Užitečnou funkcí ANSYSu je, že umožňuje dle požadavků uživatele efektivně generovat síť jak volné (tzv. free), tak mapované (tzv. mapped/ swept).

U modelu tibie, ale i u některých modelů fixátorů, byly použity oba typy sítí. Volná síť klade na uživatele minimální požadavky při vytváření sítě. Ve své podstatě stačí uživateli zvolit velikost prvku. Rozložení sítě v modelu pak automaticky provádí preprocesorová část systému ANSYS. Mnohem více nároků na uživatele klade tvorba mapované sítě. Je totiž omezena mnoha přísnými pravidly. Je proto nutné uvážit, zda je potřeba všude vytvářet tento typ sítě. Kvalitativně není mezi výsledky získanými s použitím mapované nebo volné sítě žádný rozdíl. Rozdíl je ale ve výpočtovém času a celkových nárocích na paměť počítače. Z těchto důvodů byla mapovaná síť vytvořena jen na některých částech modelu. Mapovaná síť byla použita u modelu kortikální kostní tkáně a u všech modelů fixátorů. Naproti tomu volná síť byla použita v případě spongiózní kostní tkáně.

Pro konečnoprvkové modely byly použity následující typy elementů. Pro diskretizaci objemových částí modelu byl zvolen prvek SOLID95, který má kvadratickou básovou funkci. Prvek má 20 uzlů. V okrajových částech, kde nebylo možné vytvořit mapovanou síť, byla použita

degenerovaná čtyřstěnná varianta prvku. V místech, kde dochází ke kontaktu dvou těles, jako je například fixační drát a kostní tkáň, jsou použity kontaktní prvky s označením CONTA174 a TARGE170.

CONTA174 je použit v místě, kde může docházet ke kontaktu dvou těles. Tento prvek pak umožňuje vyhodnocování kontaktního tlaku v takovémto místě.

8.3.1 Tibie

Konečnoprvkový model tibie se skládá ze dvou typů sítě. U modelu kortikální kostní tkáně byla použita mapovaná síť a v případě spongiózní tkáně byla použita volná síť. Pro model kortikální kostní tkáně byla zvolena mapovaná síť, protože se jedná o takový tvar, kdy je tloušťka modelu výrazně menší než její délka a výška. Preprocesor ANYSYSu by v takovém případě nebyl schopen volnou sítí objem vyplnit minimálně třemi prvky po tloušťce, aniž by použil nadměrné množství prvků. V případě použití menšího množství prvků, které by zaručilo praktickou řešitelnost úlohy, by použití volné sítě vedlo k tomu, že v určitých částech, při globálním nastavení velikosti prvku, by po tloušťce modelu kortikální kostní tkáně byl pouze jeden prvek. To by vedlo k degradaci výsledků výpočtu. Proto byl v tomto případě model vytvořen tak, aby po tloušťce modelu byly minimálně tři prvky a celkový počet prvků nabýval rozumných hodnot.

Jak mapovaná, tak i volná síť obsahuje velké množství elementů s definovanými vlastnostmi (např. hustota, teplotní roztažnost, Poissonův poměr, modul pružnosti, atd.) již při vytváření sítě. Jelikož se u modelu v různých částech mění materiálové vlastnosti kostní tkáně, bylo nutné tuto různorodost zachovat i v případě konečnoprvkového modelu. Proto bylo vytvořeno makro, které nastavuje hodnoty Poissonova poměru a modulu pružnosti vybraných prvků dle rozložení materiálových vlastností uvedených v části 8.2. U modelu byla použita globální velikost prvku 5,5 mm.

8.3.2 Fixátory

U všech modelů fixátoru je použita mapovaná konečnoprvková síť s různou velikostí elementů s dodržением pravidla minimálně tři prvky po tloušťce materiálu. V místě, kde se stýká fixátor s kostní tkání, je u konečnoprvkových modelů vytvořena síť s použitím kontaktních prvků. Pro řešení kontaktů je použit algoritmus řešiče Multipoint Constraints approach (MPC).

9 Realizace výpočtu

Jednotlivé výpočty byly realizovány pomocí výpočtového systému ANSYS. U jednotlivých výpočtových modelů byl pomocí jazyka APDL vytvořen program, který provedl nastavení okrajových podmínek tak, aby odpovídaly jednotlivým řešeným stavům zatížení. Následovalo spuštění dávkového souboru, který obsahoval seznam spuštěných úloh s nastavením akademické licence.

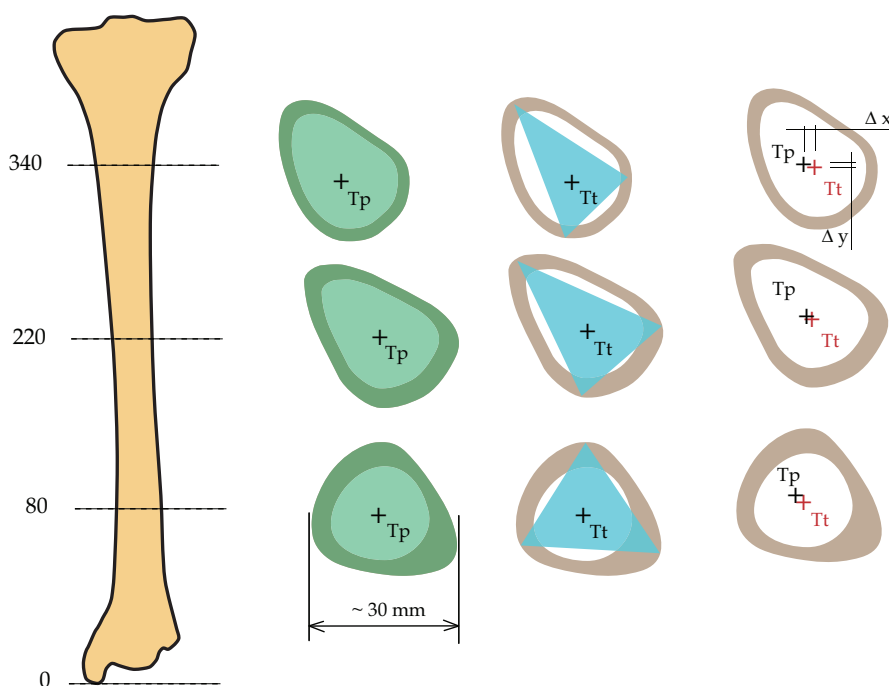
Výpočty byly realizovány na 64 bitovém systému Windows Vista s hardwarovým osazením Intel(R) Core(TM) i7 CPU 920 s pamětí RAM 12 GB. Výpočet běžel na všech čtyřech procesorech s osmi vlákny. Doba výpočtů byla odvislá od jednotlivých modelů. Jeden výpočet trval v průměru 4 hodiny.

10 Prezence výsledků

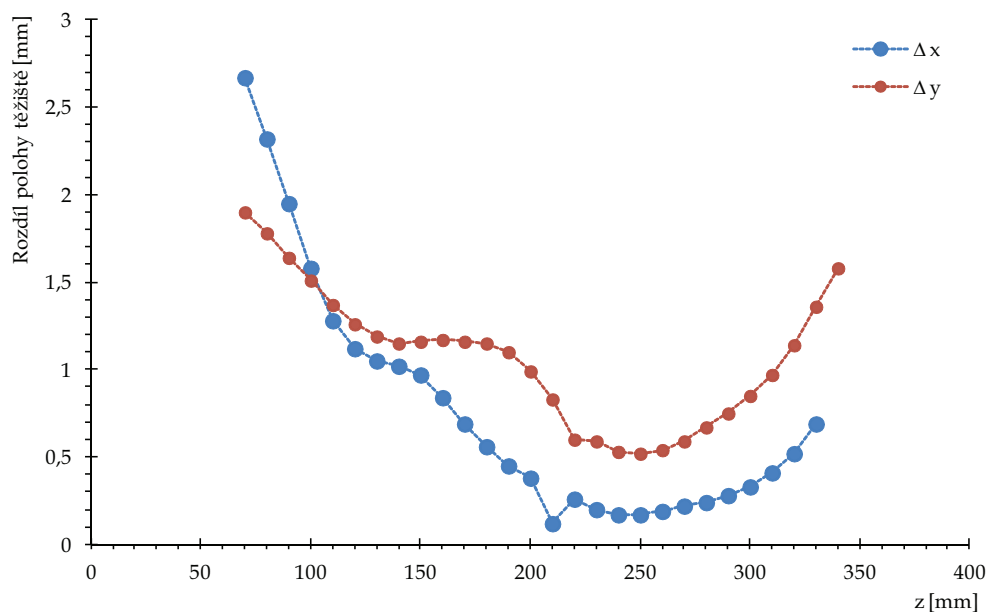
V této kapitole jsou prezentovány výsledky výpočtů a to deformace tibie a napětí v tibii a fixátorech. U jednotlivých variant řešení jsou vykresleny posuvy tibie v jednotlivých osách x , y a z a také posunutí těžiště horizontálních příčných průřezů kosti a jejich natočení. Protože je zlomenina simulována vynecháním části kosti, je možné srovnáním deformací příčných průřezů na krajích vynechané oblasti určit, jak fixátor zamezuje posunutí a natočení v místě zlomeniny. Vyhodnocení napětí v kosti je provedeno pomocí prvního a třetího hlavního napětí. Na základě rozložení prvního a třetího hlavního napětí je možno určit charakter napjatosti na tibii. U kovových prvků je prezentováno napětí dle podmínky HMM.

10.1 Vyhodnocování posuvů tibie

Tibie se může v prostoru libovolně deformovat, a proto byl navržen postup, který umožňuje názorně vizualizovat deformaci tibie na základě posunutí a natočení jednotlivých příčných průřezů tibie. K vyhodnocení deformace tibie na základě posunutí jednotlivých průřezů bylo přistoupeno následujícím způsobem. Byly vytvořeny jednotlivé příčné průřezy po 1 mm, které jsou kolmé na osu z . Tyto příčné průřezy byly pro další vyhodnocování aproximovány trojúhelníky, neboť tibie má výrazně trojúhelníkový tvar ve střední části (oblasti našeho zájmu). Na obrázku 10.1 je vidět, jak bylo provedeno srovnání polohy těžišť příčných průřezů při aproximaci mnohoúhelníkem a trojúhelníkem. Obrázek 10.2 ukazuje rozdíl x -ových a y -ových souřadnic těžišť příčných průřezů aproximovaných mnohoúhelníkem a trojúhelníkem. Je vidět, že aproximace trojúhelníkem je dostatečně přesná.

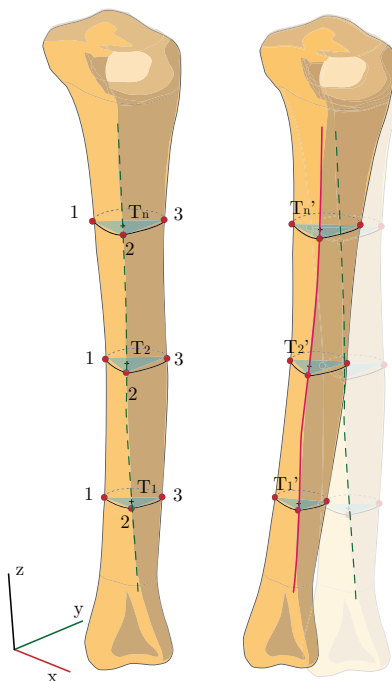


Obrázek 10.1: Srovnání polohy těžišť příčných průřezů při aproximaci mnohoúhelníkem a trojúhelníkem.



Obrázek 10.2: Rozdíl x-ových a y-ových souřadnic těžišť příčných průřezů aproximovaných mnohoúhelníkem a trojúhelníkem.

Ve vrcholech příčných řezů aproximovaných trojúhelníky byly umístěny body, které charakterizují rovinu řezu a těžiště průřezu. Jak daná situace vypadá, je zobrazeno schematicky na obrázku 10.3. Spojením vzniklých těžišť příčných průřezů bylo možné vytvořit prostorovou křivku, kterou jsme zde nazvali střednice tibie. Pro lepší možnost vizualizace posuvu tibie byl výsledný posuv zobrazen jako rozdíl souřadnic těžiště před zatížením a po zatížení kosti, tzn. jako posuv střednice tibie.



Obrázek 10.3: Vyhodnocování posuvů střednice kosti.

10.2 Vyhodnocování natočení tibie

Další užitečnou informací, kterou lze získat z numerické analýzy výsledků, je natočení tibie. Stejně jako u výše popsané metody vyhodnocování posuvů tibie se pracuje s body představujícími

vrcholy trojúhelníka (označeny A, B, C na obrázku 10.4). Jednotlivé příčné průřezy se jednak naklápí a dále rotují kolem střednice tibie (viz obrázek 10.4). Co se týká rotace kolem střednice tibie, lze uvažovat dva případy. V prvním případě je zahrnut i vliv posunutí příčného průřezu a tedy i střednice tibie, ve druhém případě je vyhodnocena pouze rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí. Proto je k vyhodnocení natočení tibie použito tři různých metod.

Naklopení příčného průřezu daného rovinou ABC je popsáno odchylkou rovin ABC a $A'B'C'$, kde A', B', C' jsou odpovídající vrcholy trojúhelníka po zatížení. Úhel mezi těmito dvěma rovinami je dán následovně:

$$\delta = \arccos \frac{|\vec{n}_{ABC} \cdot \vec{n}_{A'B'C'}|}{\|\vec{n}_{ABC}\| \cdot \|\vec{n}_{A'B'C'}\|}, \quad (10.1)$$

kde $\vec{n}_{ABC} = \overrightarrow{AB} \times \overrightarrow{AC}$ je normálový vektor roviny ABC daný vektorovým součinem vektorů \overrightarrow{AB} a \overrightarrow{AC} , $\vec{n}_{A'B'C'} = \overrightarrow{A'B'} \times \overrightarrow{A'C'}$ je normálový vektor roviny $A'B'C'$, $\vec{n}_{ABC} \cdot \vec{n}_{A'B'C'}$ značí skalární součin vektorů \vec{n}_{ABC} a $\vec{n}_{A'B'C'}$, $\|\cdot\|$ značí velikost vektoru.

K vyhodnocení rotace příčného průřezu kolem střednice tibie je třeba nejdříve určit souřadnice těžiště T , jak již bylo zmíněno u vyhodnocení posuvů. Dále je nutné nalézt souřadnice kolmých průmětů bodů A', B', C' do roviny ABC (označeny A'', B'', C'' na obrázku 10.4). Souřadnice bodu B'' jsou určeny podle následujících vztahů:

$$x2'' = x2' + t2 \cdot a \quad (10.2)$$

$$y2'' = y2' + t2 \cdot b \quad (10.3)$$

$$z2'' = z2' + t2 \cdot c, \quad (10.4)$$

kde $t2 = \frac{a(x2-x2')+b(y2-y2')+c(z2-z2')}{a^2+b^2+c^2}$, $\vec{n}_{ABC} = (a, b, c)$. Souřadnice bodů A'' a C'' jsou vypočteny analogicky. Rotace jednotlivých příčných průřezů kolem střednice je poté popsána trojicí odchylek dvou odpovídajících si vektorů – úhel α mezi vektory \overrightarrow{TA} a $\overrightarrow{TA''}$, úhel β mezi vektory \overrightarrow{TB} a $\overrightarrow{TB''}$, úhel γ mezi vektory \overrightarrow{TC} a $\overrightarrow{TC''}$.

$$\beta = \arccos \frac{|\overrightarrow{TB} \cdot \overrightarrow{TB''}|}{\|\overrightarrow{TB}\| \cdot \|\overrightarrow{TB''}\|}, \quad (10.5)$$

kde $\overrightarrow{TB} = (x2 - xt, y2 - yt, z2 - zt)$, $\overrightarrow{TB''} = (x2'' - xt, y2'' - yt, z2'' - zt)$. Úhly α a γ jsou vypočteny pro jednotlivé řezy analogicky. Tyto úhly popisují rotaci příčného průřezu, která ale zahrnuje také vliv posunutí příčného průřezu.

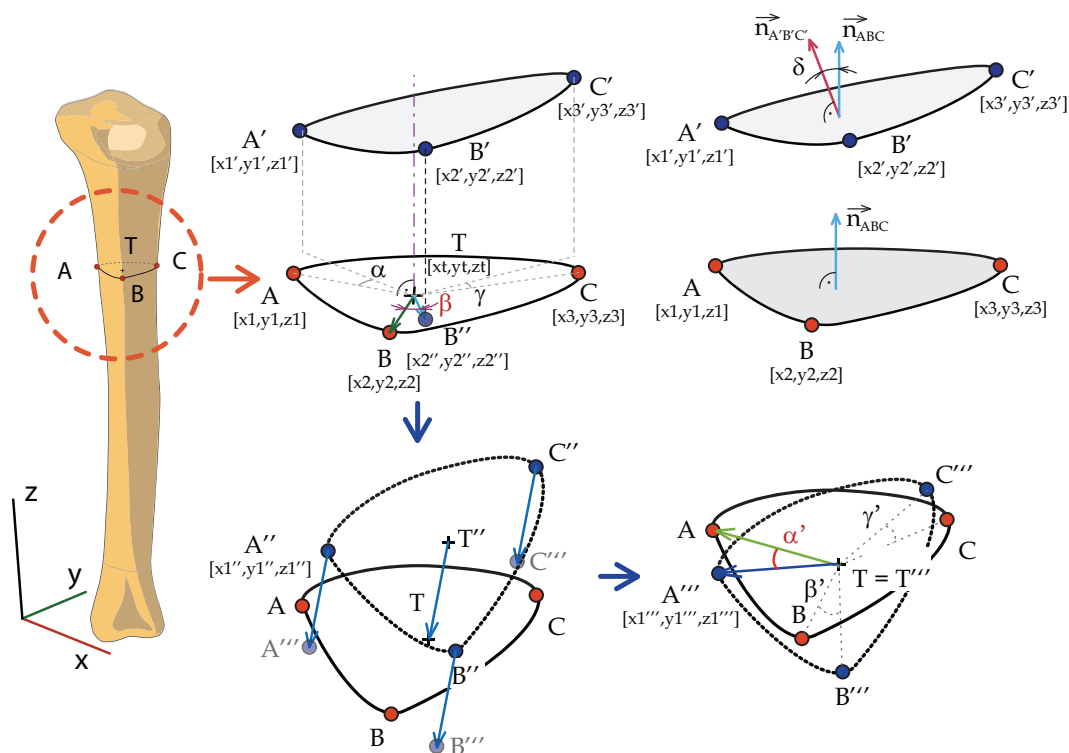
Pro zjištění „čisté“ rotace, tzn. rotace bez vlivu posunutí, je potřeba postupovat následovně. Pomocí souřadnic bodů A'', B'', C'' zjištěných v předchozím kroku jsou určeny souřadnice těžiště T'' příčného průřezu daného body A'', B'', C'' . Jak je naznačeno na obrázku 10.4, vektor $\overrightarrow{T''T}$ určuje velikost a směr posunutí bodů A'', B'', C'' do odpovídajících bodů A''', B''', C''' . Souřadnice bodu A''' jsou tedy určeny následovně:

$$A''' = A'' + T - T''. \quad (10.6)$$

Souřadnice bodů B''' a C''' jsou vypočteny analogicky. Těžiště T''' příčného průřezu určeného body A''', B''', C''' tedy splývá s těžištěm T původního příčného průřezu. Nyní už je možné popsat rotaci jednotlivých příčných průřezů kolem střednice bez vlivu posunutí. Postup je analogický jako v předchozím případě rotace zahrnující vliv posunutí, tzn. rotace je popsána trojicí odchylek dvou odpovídajících si vektorů – úhel α' mezi vektory \overrightarrow{TA} a $\overrightarrow{TA'''}$, úhel β' mezi vektory \overrightarrow{TB} a $\overrightarrow{TB'''}$, úhel γ' mezi vektory \overrightarrow{TC} a $\overrightarrow{TC'''}$.

$$\alpha' = \arccos \frac{|\overrightarrow{TA} \cdot \overrightarrow{TA'''}|}{\|\overrightarrow{TA}\| \cdot \|\overrightarrow{TA'''}\|}, \quad (10.7)$$

kde $\overrightarrow{TA'''} = (x1''' - xt, y1''' - yt, z1''' - zt)$. Úhly β' a γ' jsou vypočteny pro jednotlivé řezy analogicky.



Obrázek 10.4: Vyhodnocování natočení tibie.

10.3 Vyhodnocování napětí

Stejně jako u technických zařízení, tak ani u jednotlivých částí lidského těla není žádoucí, aby došlo k jejich poškození. V případě technických zařízení překročení jisté mezní veličiny vede k poškození částí nebo celku. I u lidského těla může dojít k takovému meznímu stavu. Projev překročení mezního stavu je nejčastěji vnímán jako bolest.

Pro hodnocení napětí na kosti je vykresleno první a třetí hlavní napětí. Porovnáním velikosti a rozložení prvního a třetího hlavního napětí modelů s aplikovanými fixátory s modelem bez fixátoru lze usoudit, jak daný typ fixátoru ovlivňuje napjatost v kosti. Tato srovnání nám mohou pomoci při posuzování míst na kosti, kde by mohlo dojít k přetěžování kostní tkáně. U kovových částí modelu je vyhodnocováno napětí dle von Mises (podmínky HMM).

U jednotlivých vyhodnocení je škála barev upravena tak, aby bylo zřetelné rozložení napětí v kosti a fixátorech.

10.4 Analýza výsledků

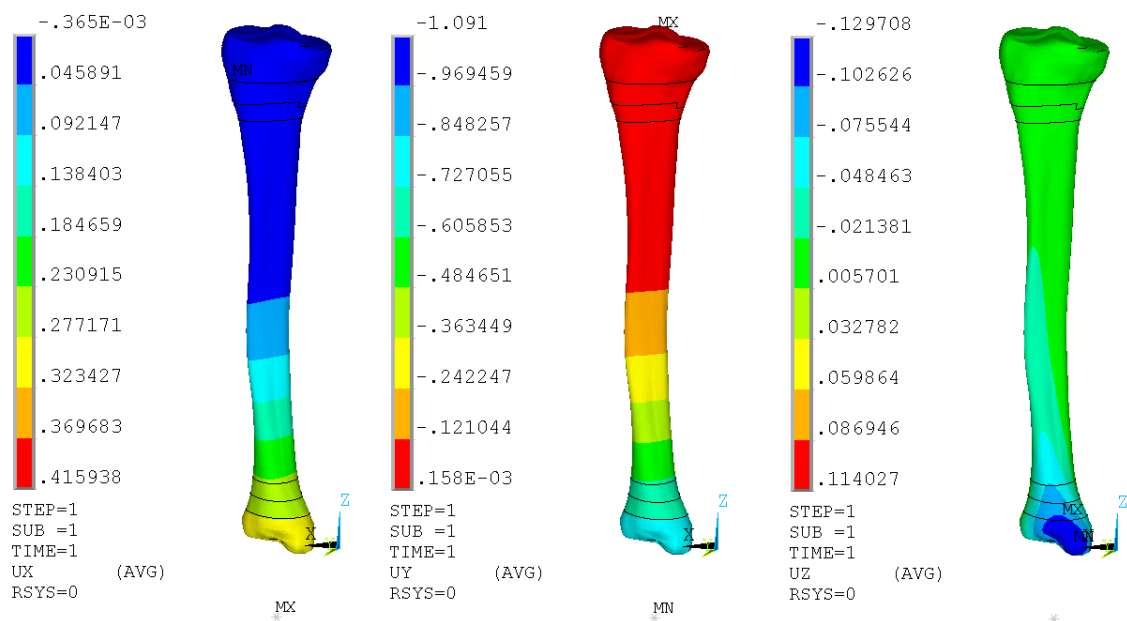
Všechny numerické výsledky jsou přehledně prezentovány v tabulce 10.1 na straně 94.

10.4.1 Model tibie

V následujících odstavcích jsou uvedeny výsledky výpočtů pro tibii, kdy není aplikován žádný typ fixačního prostředku. Tento stav tibie byl v práci označen jako fyziologický stav.

Zátěžný stav 1

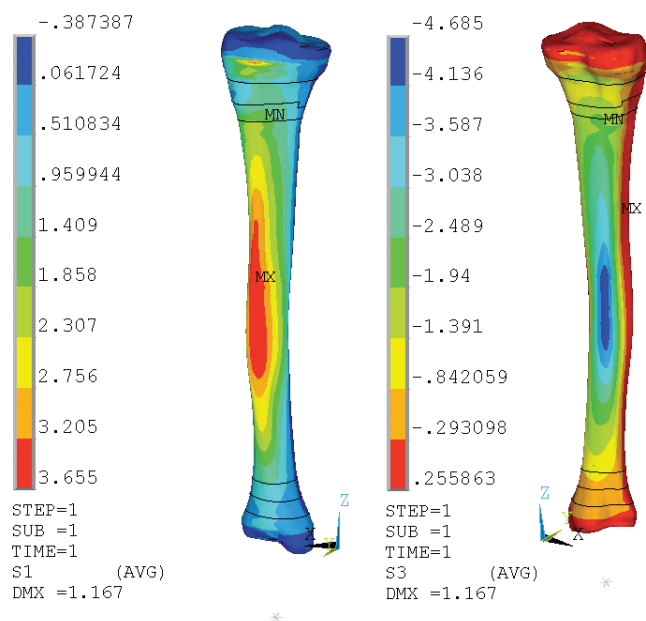
Končetina je v tomto případě zatížena v sagitální rovině. Jednotlivé hodnoty posuvů tibie ve směru souřadnicových os jsou uvedeny na obrázku 10.5. Je patrné, že největší posuvy kostní tkáně nastávají v ose y. Velikost maximálního posuvu ve vyhodnocovaném úseku (tj. $z = 31\text{--}430\text{ mm}$) je $-0,8\text{ mm}$. V zatíženém stavu dochází i k posuvům v ose x, kde je maximální velikost posuvu $0,3\text{ mm}$.



Obrázek 10.5: Fyziologický stav tibie – posuvy U_x , U_y , U_z – zátěžný stav 1.

Naklopení příčného průřezu je popsáno úhlem δ s maximální hodnotou $0,25^\circ$ (viz obrázek 10.12). Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastává u bodu B, přičemž maximální velikost úhlu β zde činí $2,5^\circ$ (viz obrázek 10.13). Druhé významné pootočení průřezu je u bodu A. Maximální hodnota úhlu pootočení α je zde $1,9^\circ$. Rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí je vzhledem k velikostem úhlů α' , β' a γ' pod rozlišovací úrovní modelu (viz obrázek 10.14).

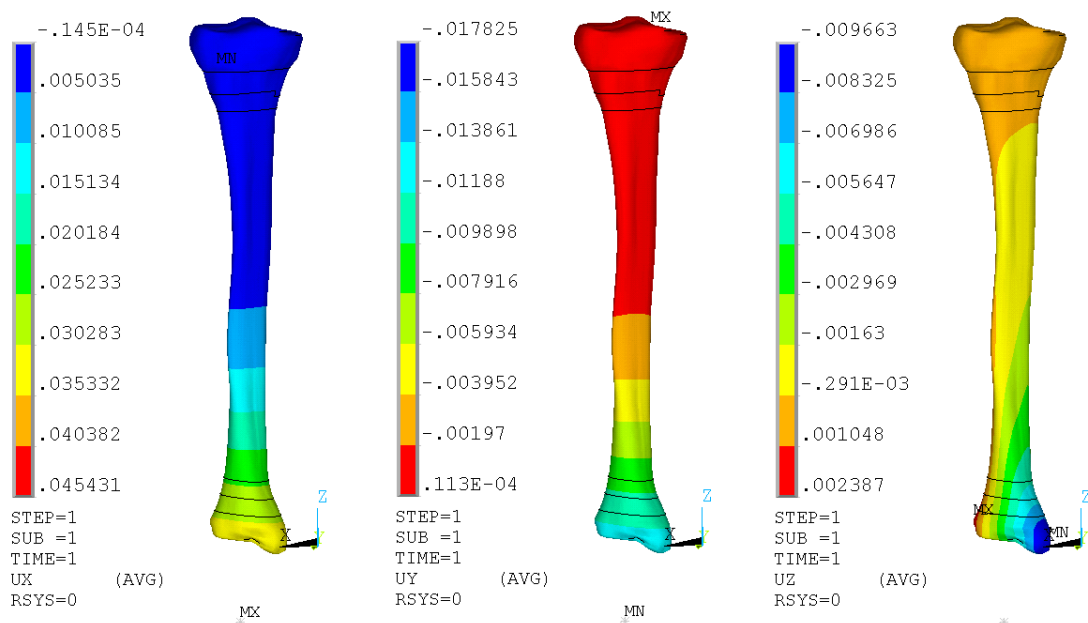
Maximální velikost prvního hlavního napětí je u tohoto typu zatížení $3,7$ MPa a nachází se na vnitřní straně tibie (viz obrázek 10.6). Velikost třetího hlavního napětí je $-4,7$ MPa, což představuje tlakové napětí na zadní straně tibie.



Obrázek 10.6: Fyziologický stav tibie – napětí S1, S3 – zátěžný stav 1.

Zátěžný stav 2

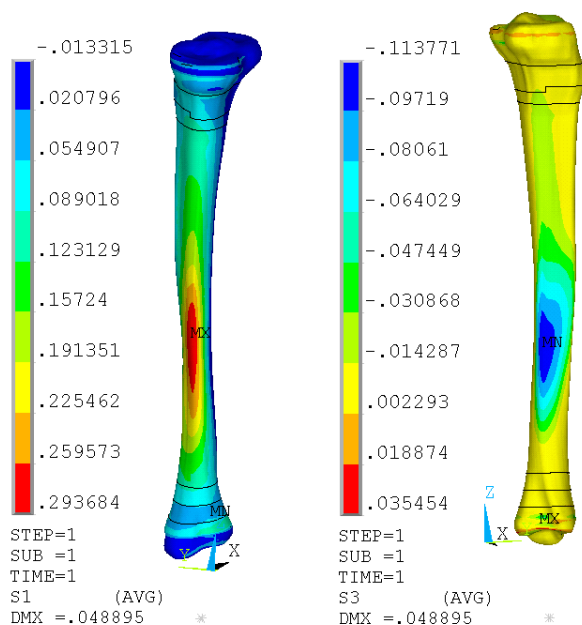
Tibie je zatížena vlastní tíhou končetiny ve fázi, kdy se člověk opírá pouze o berle a končetina není ve styku s podlahou. Z velikosti posuvů (viz obrázek 10.7) je patrné, že jsou tak malé, že nejsou na rozlišovací úrovni modelu podstatné.



Obrázek 10.7: Fyziologický stav tibie – posuvy U_x , U_y , U_z – zátěžný stav 2.

U tohoto stavu zatížení jsou velikosti úhlů popisujících naklopení příčného průřezu i rotaci příčného průřezu kolem střednice pod rozlišovací úrovní modelu (v řádech setin stupňů).

Maximální hodnota prvního hlavního napětí je 0,3 MPa (viz obrázek 10.8).

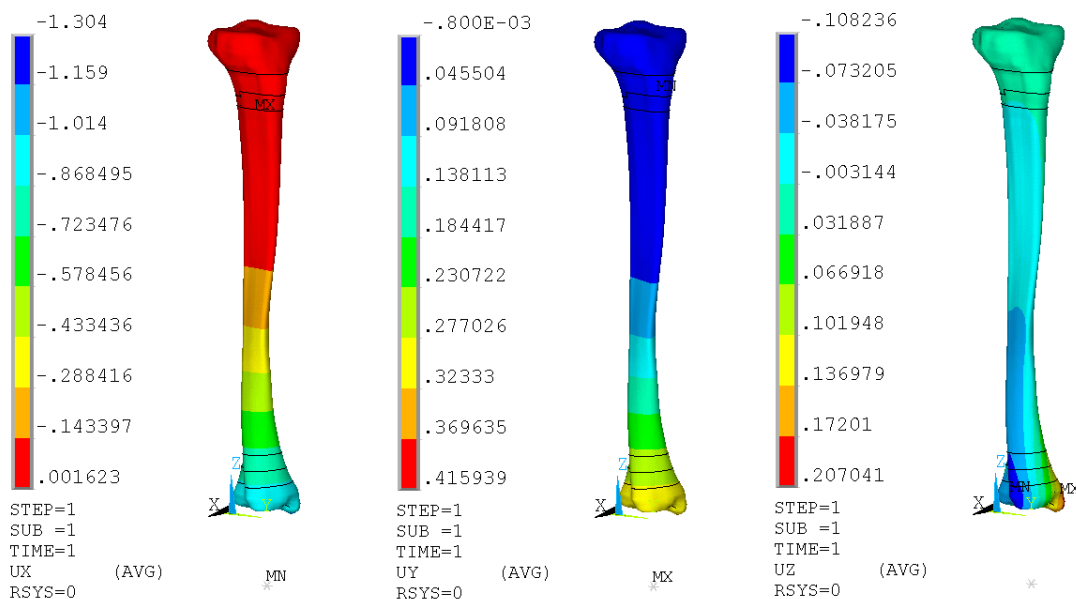


Obrázek 10.8: Fyziologický stav tibie – napětí S1, S3 – zátěžný stav 2.

Zátěžný stav 3

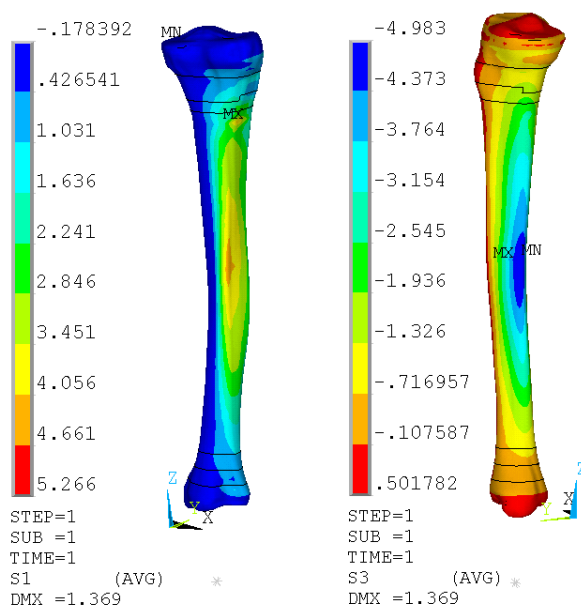
Pokud je končetina zatížena ve frontální rovině, jsou v této rovině také dominantní posuvy. Z obrázku 10.9 je patrné, že maximální hodnota posuvu má velikost -1 mm v ose x. V ose y se také projevují posuvy a to o maximální velikosti $0,3$ mm. Průběh posuvů je ve své podstatě podobný jako u zátěžného stavu 1.

Maximální hodnota úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu je $0,3^\circ$. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice nastávají u bodů C a A, přičemž maximální velikosti příslušných úhlů jsou $\gamma = 2,5^\circ$ a $\alpha = 2,1^\circ$. Rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí je vzhledem k velikostem úhlů α' , β' a γ' pod rozlišovací úrovní modelu (viz obrázek 10.14).



Obrázek 10.9: Fyziologický stav tibie – posuvy Ux, Uy, Uz – zátěžný stav 3.

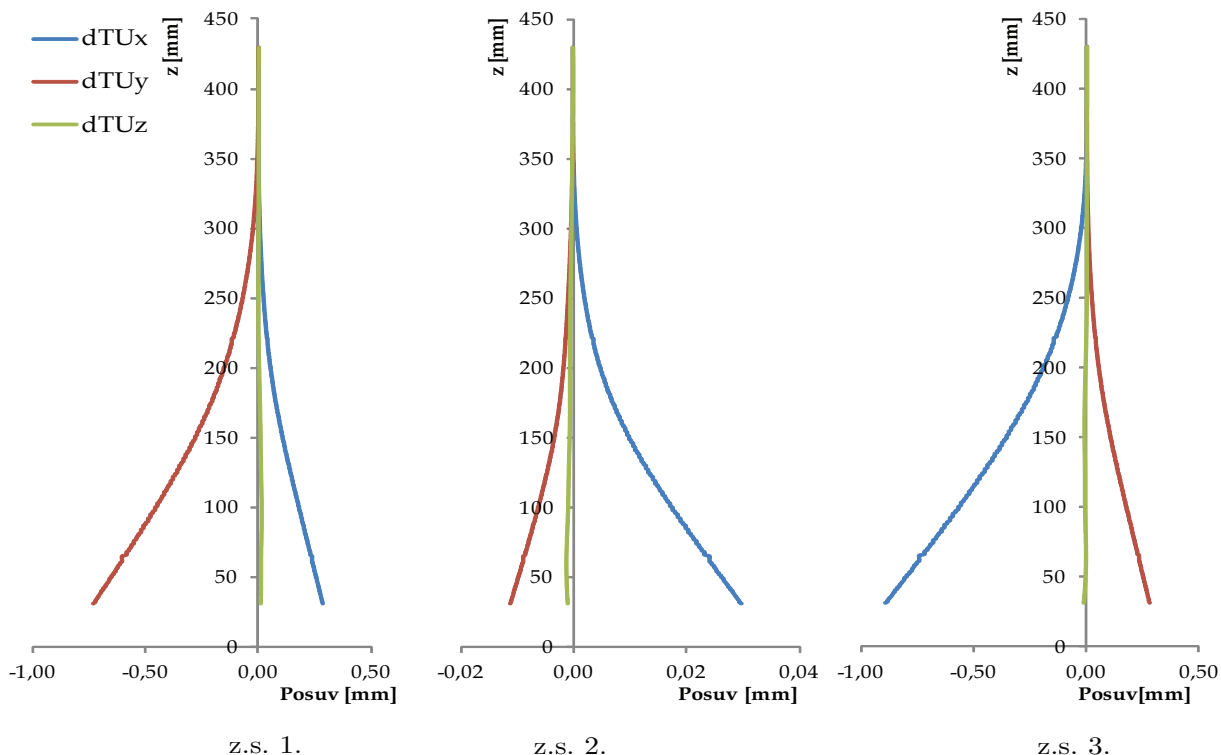
Maximální hodnota prvního hlavního napětí je $4,6$ MPa v místě přechodu epifyzi na diafýzu (viz obrázek 10.10). Třetí hlavní napětí má maximální velikost -5 MPa.



Obrázek 10.10: Fyziologický stav tibie – napětí S1, S3 – zátěžný stav 3.

Shrnutí

Obrázek 10.11 představuje porovnání posuvů střednice ve všech třech složkách. Jednotlivé posuvy mají spojitý průběh, neboť je v tomto případě kost nerozdělená. Největší posuvy zde nastávají u zátěžného stavu 3. Hodnota maximálního posuvu je v ose x a dosahuje hodnoty -1 mm. Globálně nejmenší posuvy nastávají při axiálním zatížení a to u zátěžného stavu 2. V tomto případě jsou posuvy velmi malé.

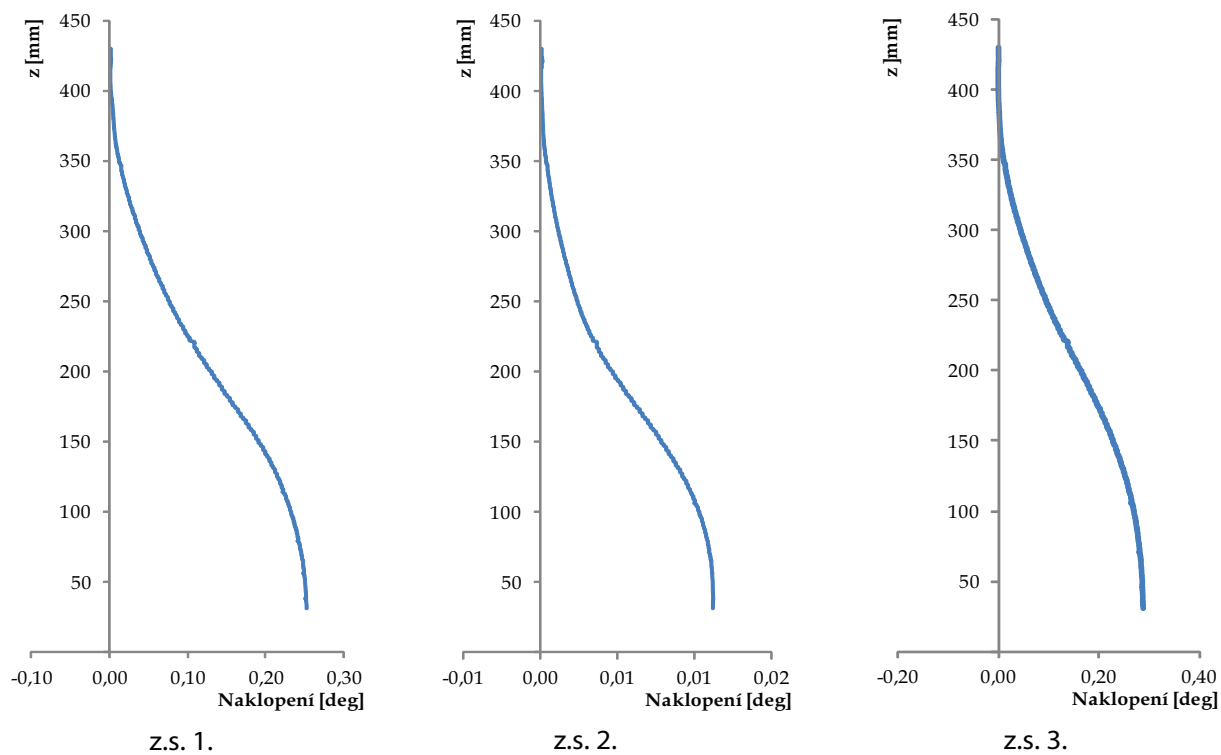


Obrázek 10.11: Fyziologický stav tibie – porovnání posuvů střednice.

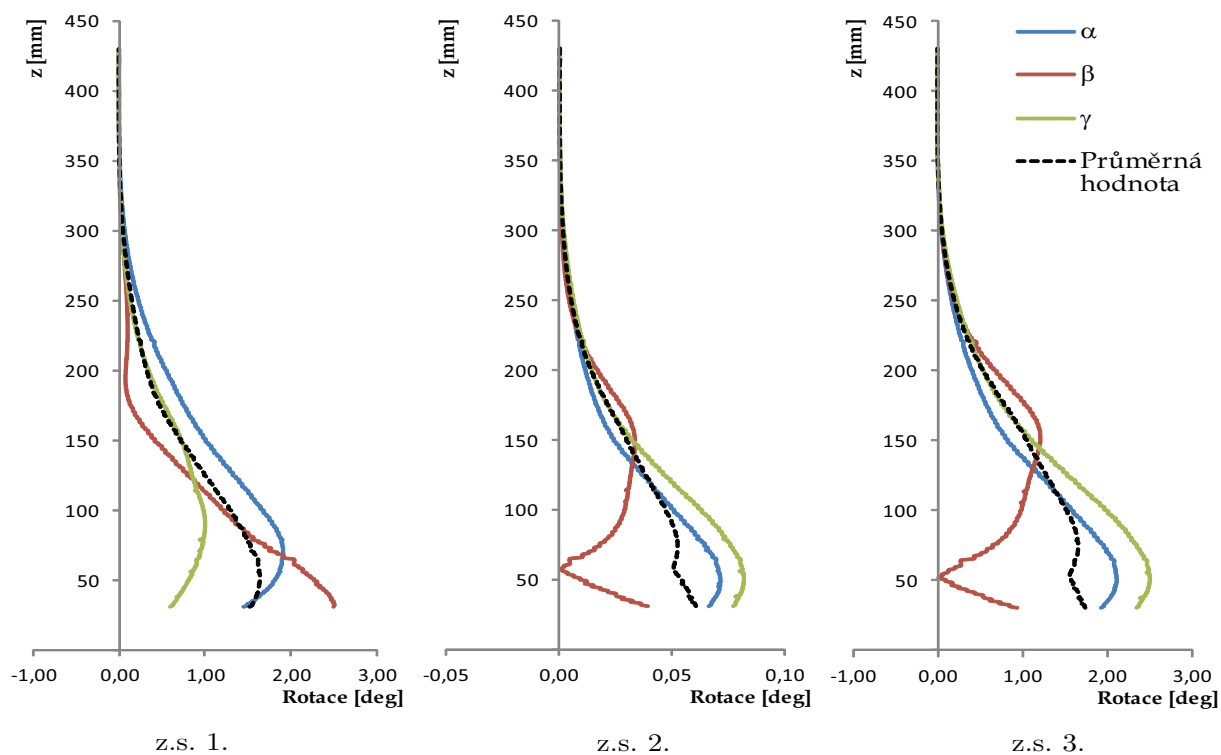
Průběh naklopení příčného průřezu, které je popsáno úhlem δ , je zobrazen na obrázku 10.12. V případě prvního a třetího stavu zatížení dochází k výraznějšímu naklopení průřezu tibie než u druhého zátěžného stavu. Maximální hodnoty úhlu δ se pohybují kolem $0,3^\circ$, zatímco u druhého zátěžného stavu jsou hodnoty v řádu setin stupňů a jsou tedy pod rozlišovací úrovní modelu.

Na obrázku 10.13 je srovnání rotace příčného průřezu kolem střednice u vrcholů A, B, C se zahrnutím vlivu posunutí a navíc jsou zde dodány průběhy průměrných hodnot rotace. V případě prvního a třetího stavu zatížení dochází k výraznější rotaci průřezu tibie než u druhého zátěžného stavu. U prvního zátěžného stavu dominuje rotace u bodu B s maximální velikostí úhlu $\beta = 2,5^\circ$. V případě třetího zátěžného stavu nastává největší rotace u bodu C, přičemž maximální hodnota úhlu je $\gamma = 2,5^\circ$.

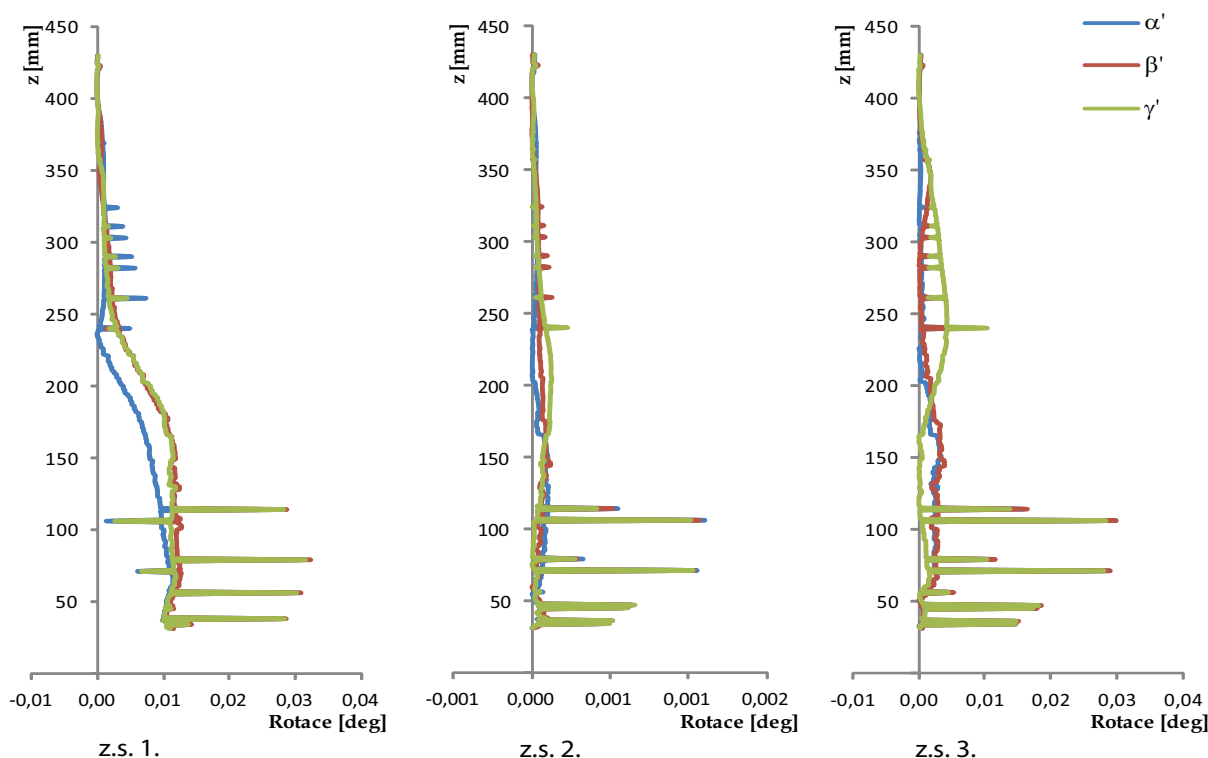
Na obrázku 10.14 je srovnání rotace příčného průřezu kolem střednice u vrcholů A, B, C bez vlivu posunutí. Ve všech zátěžných stavech dosahují hodnoty příslušných úhlů velmi malých hodnot, které jsou pod rozlišovací úrovní modelu. Nehladký průběh těchto úhlů způsobený numerickými chybami tedy není nutné nijak korigovat.



Obrázek 10.12: Fyziologický stav tibie – porovnání naklopení.



Obrázek 10.13: Fyziologický stav tibie – porovnání rotací.



Obrázek 10.14: Fyziologický stav tibie – porovnání rotací bez vlivu posunutí.

10.4.2 Dvoustranný fixátor – krátká varianta (Fix. 1)

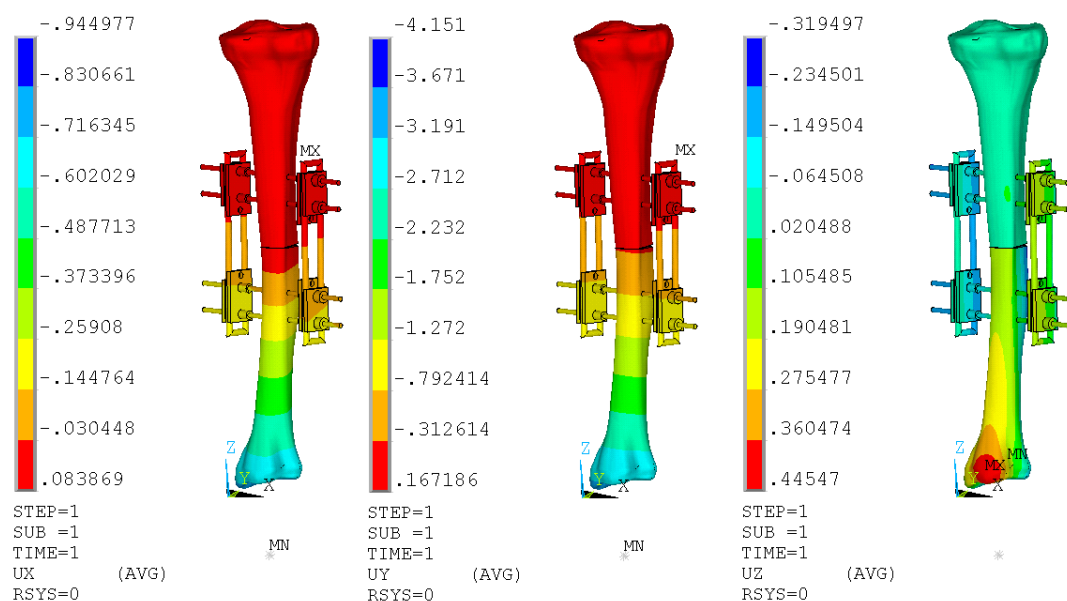
Tento typ fixátoru představuje fixátor s fixačními dráty, které jsou upevněny k rámu fixátoru. Fixátor umožňuje vzájemné nastavení vždy dvou skupin fixačních drátů proti sobě. Fixátor neumožňuje vzájemné natočení fixačních drátů, ty musí být vždy umístěny pod sebou. Rám fixátoru je vyroben z oceli, tak jako fixační dráty, které mají průměr 4,5 mm. Jedná se o krátkou verzi fixátoru a fixační dráty tedy prochází velmi blízko zlomeniny.

Zátěžný stav 1

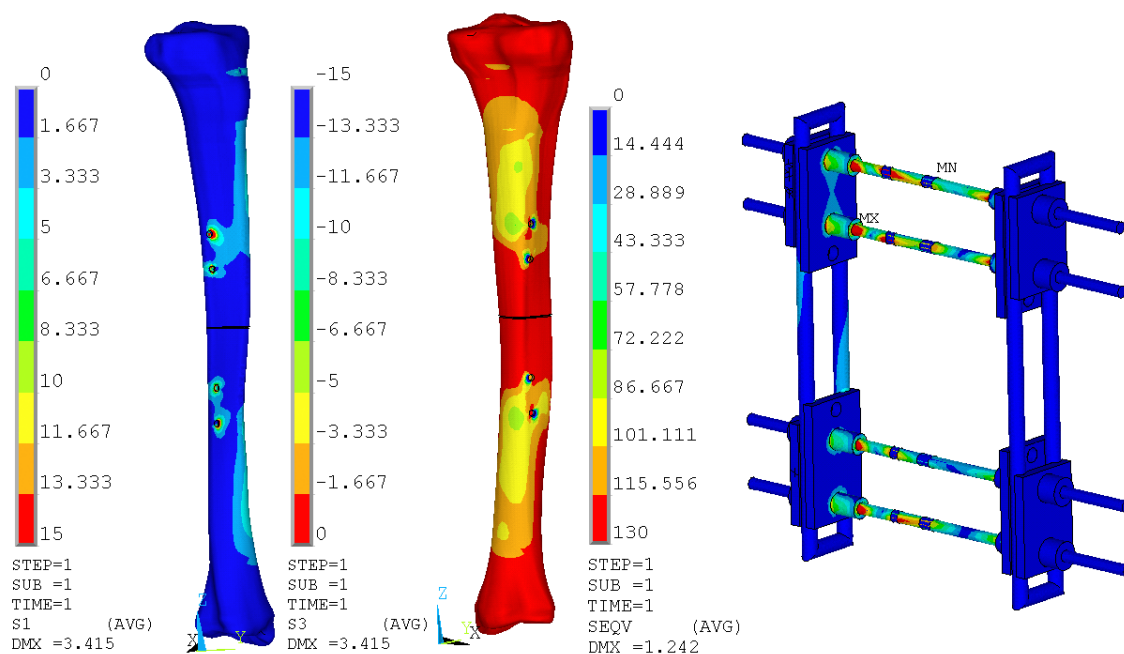
Při tomto stavu zatížení dochází k maximálnímu posuvu ve směru osy y, přičemž velikost posuvu distálního kondylu je -3 mm. V ose x dochází k maximálnímu posuvu $-0,7$ mm, což je sice hodnota pětikrát menší, ale vypovídá o tom, že zde dochází k posuvům v opačném směru, než u fyziologického stavu tibie.

Maximální hodnota úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu je $0,9^\circ$, což je hodnota více než třikrát větší než ve fyziologickém stavu. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastává u bodu B, přičemž maximální velikost úhlu β zde činí $10,4^\circ$ (viz obrázek 10.13). Tato hodnota je více než čtyřikrát větší než ve fyziologickém stavu. Druhé významné pootočení průřezu je u bodu A. Maximální hodnota úhlu pootočení α je zde $5,4^\circ$. Rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí je vzhledem k velikostem úhlů α' , β' a γ' pod rozlišovací úrovní modelu (viz obrázek 10.24).

Maximální hodnota prvního hlavního napětí je v oblasti, kde první drát vstupuje do kostní tkáně. Dosahuje velikosti 33 MPa. Třetí hlavní napětí má své maximum také u prvního fixačního drátu a dosahuje velikosti -27 MPa. V kostní tkáni je první hlavní napětí v rozmezí od 0 do 10 MPa a třetí hlavní napětí od -6 do 0 MPa s výjimkou výše zmíněného okolí fixačních drátů, kde je tato hodnota mnohem vyšší. Maximální velikost redukovaného napětí (HMH) na těle fixátoru je 130 MPa.



Obrázek 10.15: Fixátor 1 – posuvy Ux, Uy, Uz – zátěžný stav 1.



Obrázek 10.16: Fixátor 1 – napětí S1, S3, SEQV – zátěžný stav 1.

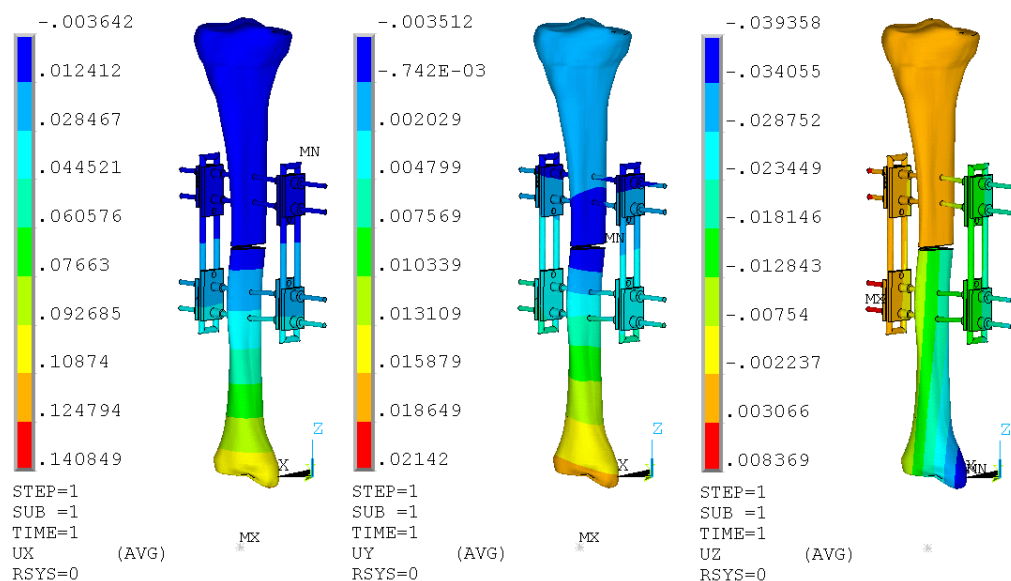
Zátěžný stav 2

U tohoto stavu zatížení dochází k maximálnímu posuvu ve směru osy x. Velikost posuvu je pouze 0,1 mm.

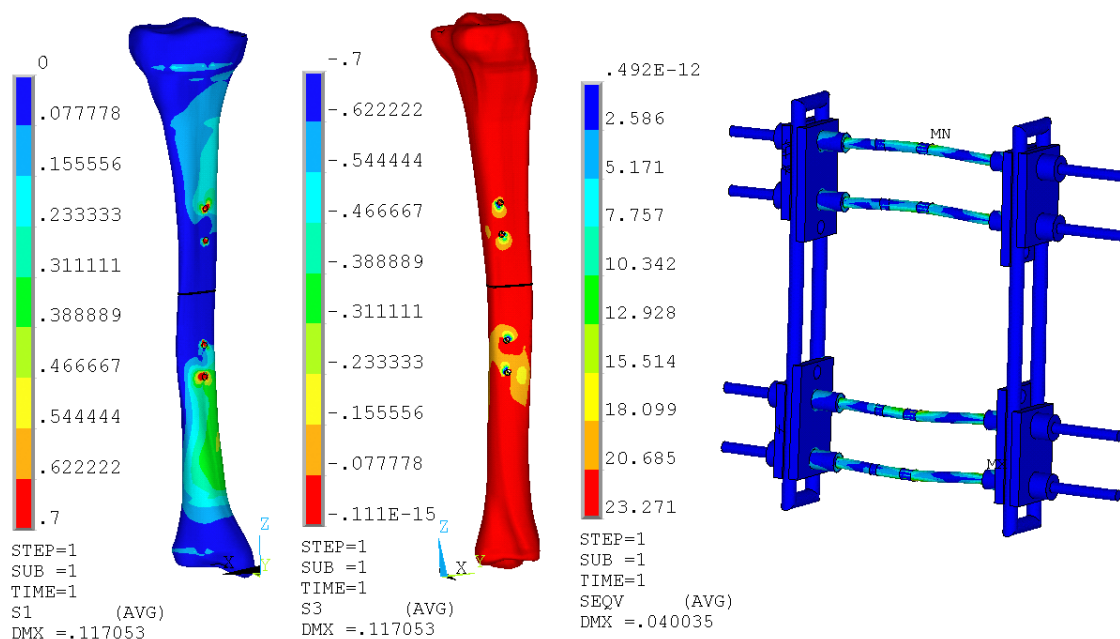
Hodnoty úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu stejně jako hodnoty úhlů popisujících rotaci příčného průřezu kolem střednice bez vlivu posunutí jsou zde pod rozlišovací úrovní modelu (v řádech setin stupňů, resp. tisícín stupňů). Úhly popisující rotaci příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí u bodů A, B, C nabývají maximálních hodnot $\alpha = 0,14^\circ$, $\beta = 0,22^\circ$ a $\gamma = 0,26^\circ$.

Hodnota prvního a třetího hlavního napětí dosahuje svého maxima v místě vstupu třetího drátu do kostní tkáně. U prvního hlavního napětí je maximum 0,9 MPa a u třetího hlavního

napětí je to $-0,5$ MPa. Mimo oblast maxim dosahuje první hlavní napětí velikosti maximálně $0,5$ MPa. Maximální velikost redukovaného napětí na těle fixátoru má velikost 23 MPa.



Obrázek 10.17: Fixátor 1 – posuvy U_x , U_y , U_z – zátěžný stav 2.



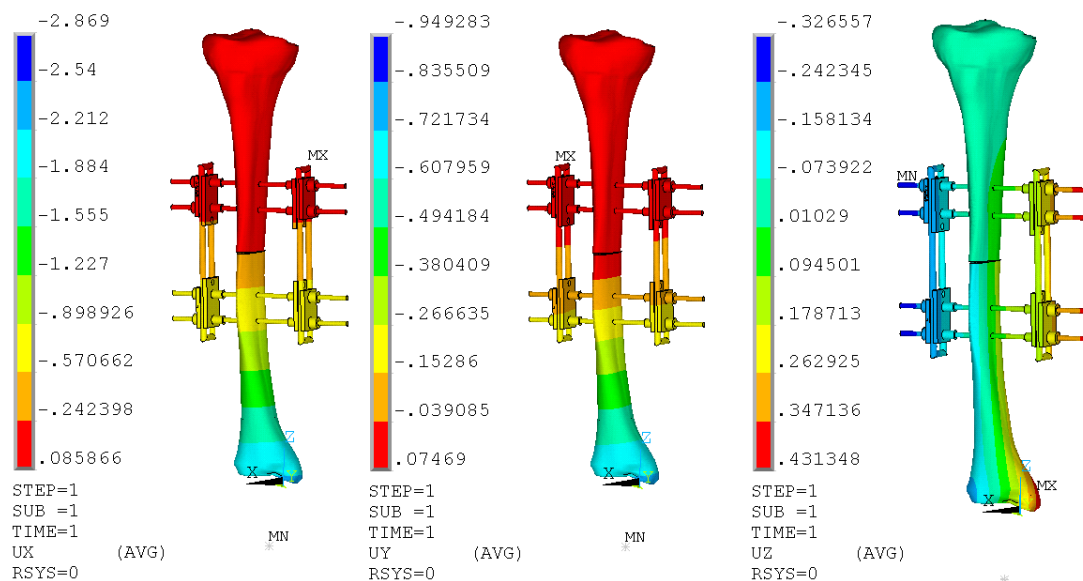
Obrázek 10.18: Fixátor 1 – napětí S_1 , S_3 , $SEQV$ – zátěžný stav 2.

Zátěžný stav 3

U tohoto zatěžného stavu dochází k maximálnímu posuvu ve směru osy x a to o velikosti $-2,1$ mm. Oproti fyziologickému stavu má průběh posuvů ve směru osy y opačný směr a maximální velikost $-0,7$ mm.

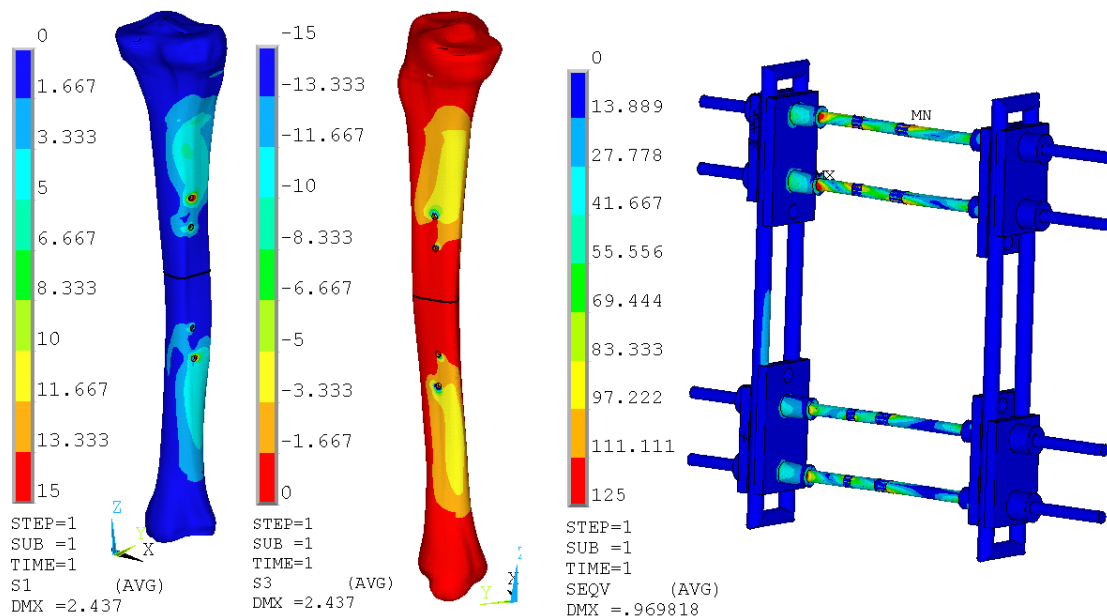
Maximální hodnota úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu je $0,6^\circ$, což je hodnota dvakrát vyšší než v případě fyziologického stavu. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastává u bodů C a B, přičemž maximální velikosti příslušných

úhlů jsou $\gamma = 5,4^\circ$ a $\beta = 5^\circ$. Stejně jako v ostatních zátěžných stavech je rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí zanedbatelná vzhledem k rozlišovací úrovni modelu.



Obrázek 10.19: Fixátor 1 – posuvy Ux, Uy, Uz – zátěžný stav 3.

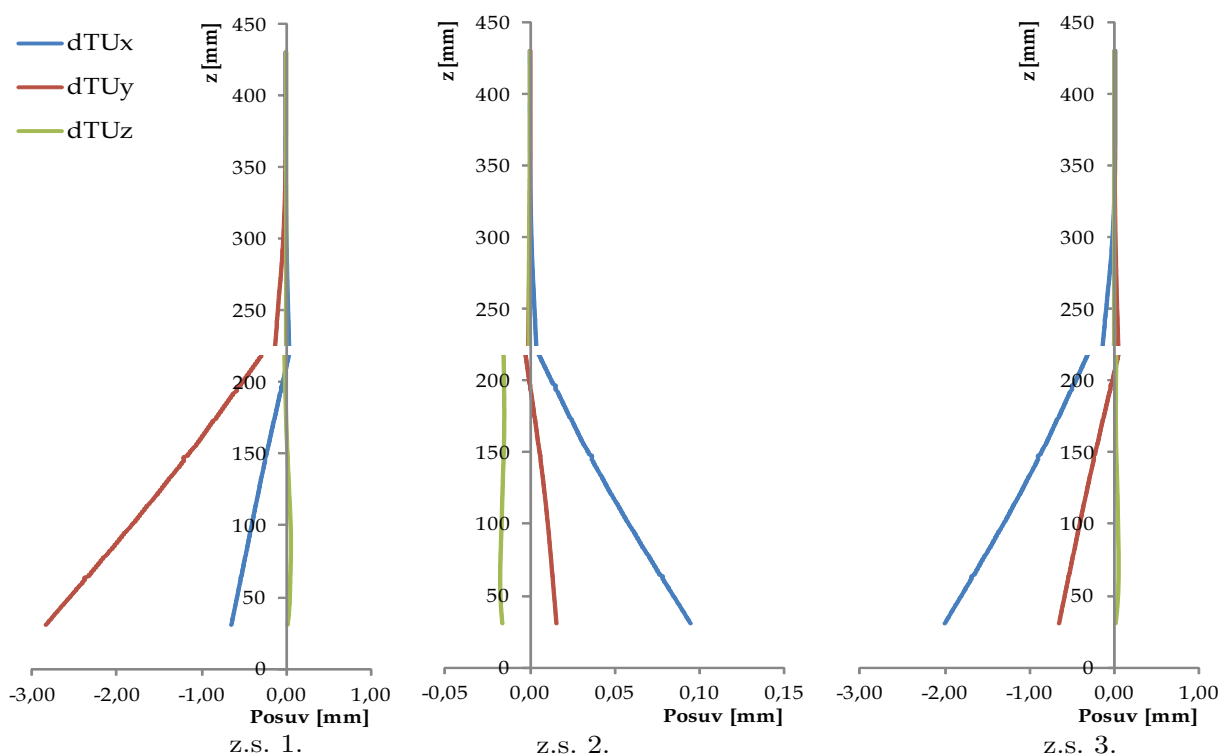
Maximální hodnota prvního hlavního napětí je 15 MPa a oblast s tímto napětím se nachází v okolí prvního fixačního drátu. Maximální hodnota třetího hlavního napětí je $-6,5$ MPa. Tato hodnota napětí se nachází v okolí prvního fixačního drátu. Velikosti prvního hlavního napětí v kostní tkáni se pohybují v rozmezí od 0 do 7 MPa a velikost třetího hlavního napětí je v intervalu od -7 do 0 MPa mimo výše zmíněná místa.



Obrázek 10.20: Fixátor 1 – napětí S1, S3, SEQV – zátěžný stav 3.

Shrnutí

Na obrázku 10.21 jsou uvedeny posuvy střednice tibie s aplikovaným fixátorem. Místo se skokovou změnou je místo, kde chybí část kostní tkáně. Oproti fyziologickému stavu vykazuje soustava s aplikovaným fixátorem mnohem větší posuvy. U prvního zátěžného stavu dochází ke změně posuvů v ose x. U fyziologického stavu tibie jsou hodnoty posuvů v kladných hodnotách, kdežto u zátěžného stavu 1 jsou v záporných hodnotách. U zátěžného stavu 2 jsou hodnoty posuvů U_y a U_z přehozeny. Podobný jev vykazuje i zátěžný stav 3. Globálně jsou hodnoty posuvů mnohem větší než u fyziologického stavu. K maximálním napětím v okolí šroubu dochází v případě zátěžného stavu 1 a 3 v oblasti prvního fixačního drátu.

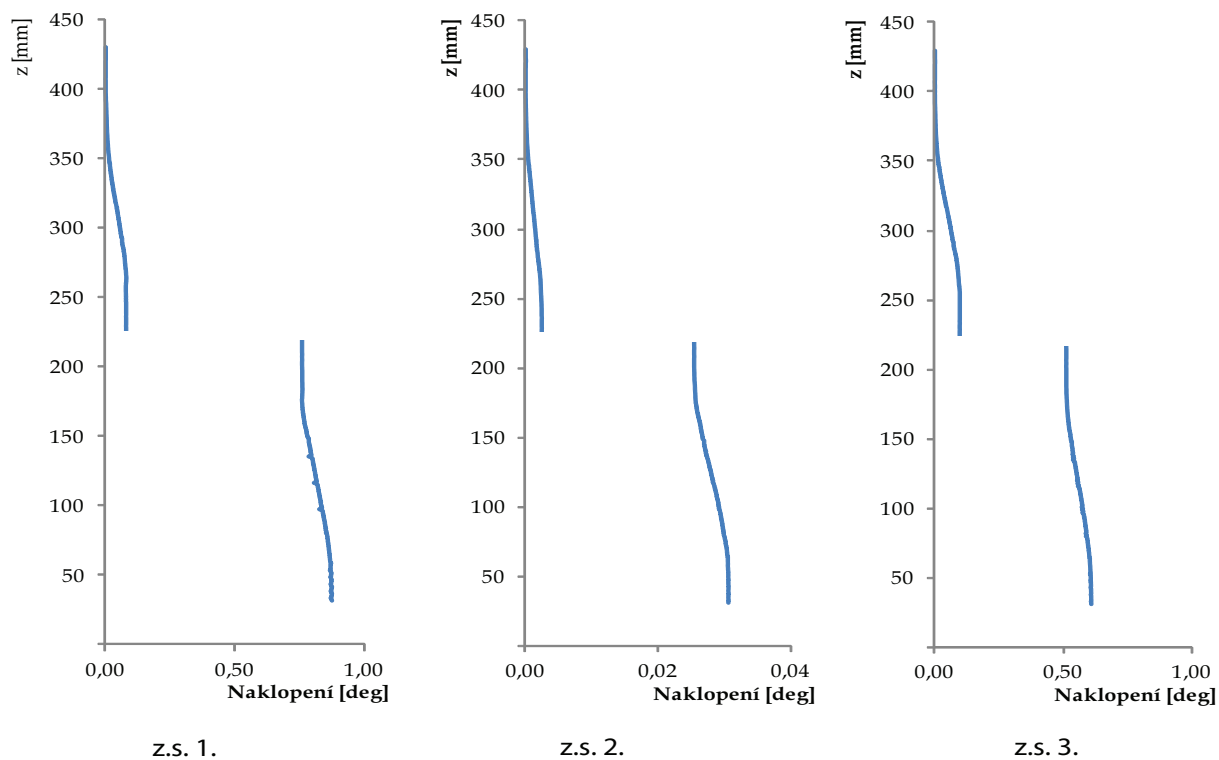


Obrázek 10.21: Fixátor 1 - porovnání posuvů střednice.

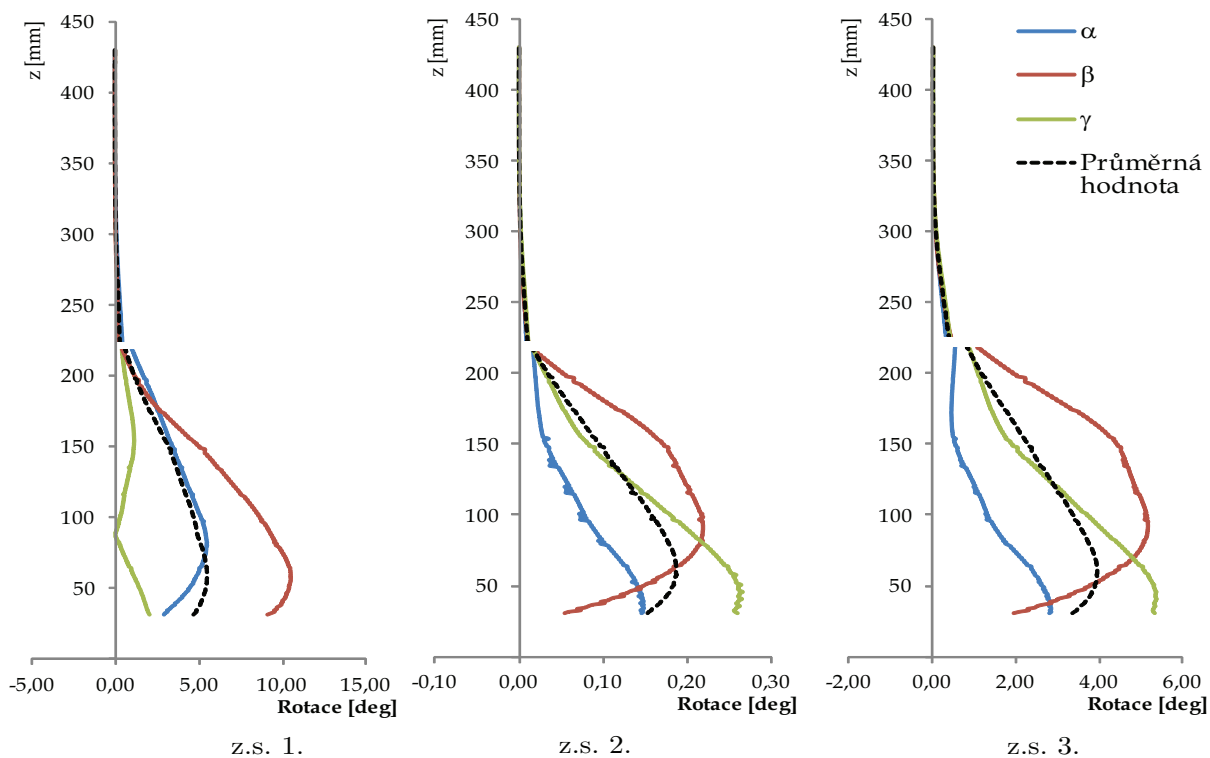
Průběh naklopení příčného průřezu, které je popsáno úhlem δ , je zobrazen na obrázku 10.22. V případě prvního a třetího stavu zatížení dochází k výraznějšímu naklopení průřezu tibie než u druhého zátěžného stavu, což je v souladu s výsledky pro fyziologický stav. Maximální hodnoty úhlu δ pro první, resp. třetí zátěžný stav nabývají hodnot $0,9^\circ$, resp. $0,6^\circ$, zatímco u druhého zátěžného stavu jsou hodnoty v řádu setin stupňů a jsou tedy pod rozlišovací úrovní modelu.

Obrázek 10.23 ukazuje srovnání rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí u vrcholů A, B, C včetně průměrných hodnot rotace. V prvním a třetím stavu zatížení dochází k výraznější rotaci průřezu tibie než u druhého zátěžného stavu stejně jako u fyziologického stavu. U prvního zátěžného stavu dominuje rotace u bodu B s maximální velikostí úhlu $\beta = 10,4^\circ$. V případě třetího zátěžného stavu nastává největší rotace u bodu C, přičemž maximální hodnota úhlu je $\gamma = 5,4^\circ$.

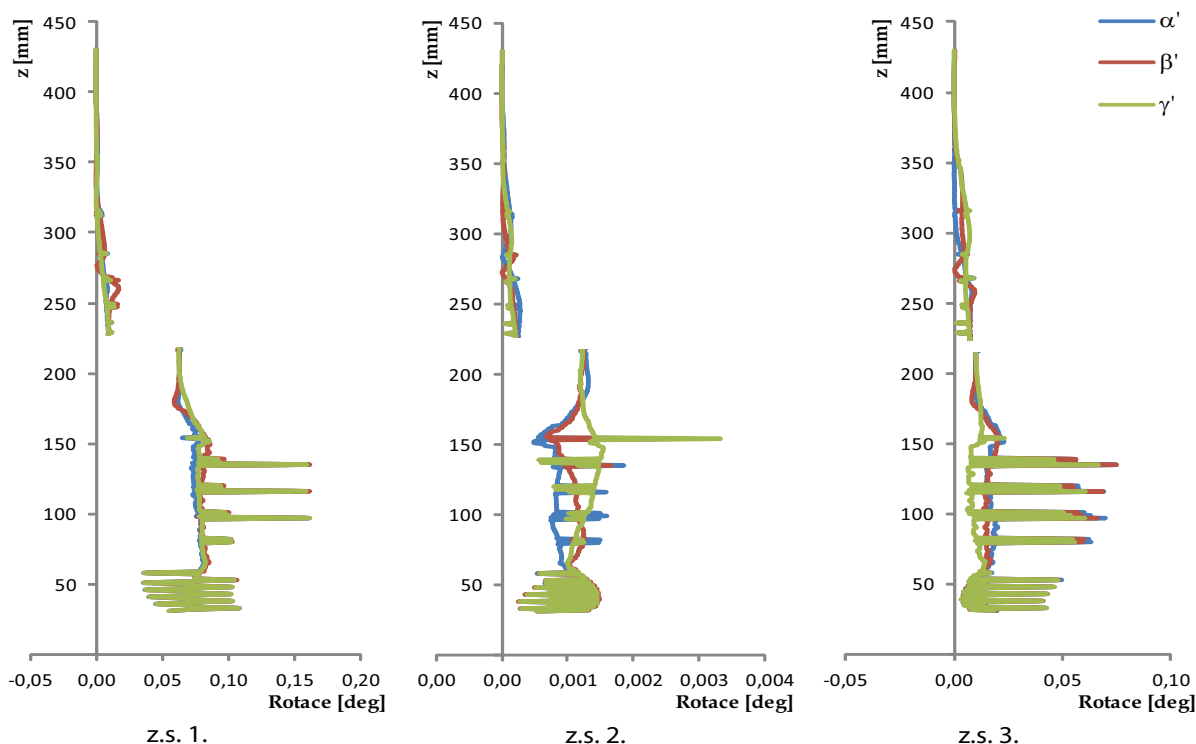
Na obrázku 10.24 je srovnání rotace příčného průřezu kolem střednice u vrcholů A, B, C bez vlivu posunutí. Stejně jako u fyziologického stavu dosahují hodnoty příslušných úhlů ve všech zátěžných stavech velmi malých hodnot, které jsou pod rozlišovací úrovní modelu.



Obrázek 10.22: Fixátor 1 - porovnání naklopení.



Obrázek 10.23: Fixátor 1 - porovnání rotací.



Obrázek 10.24: Fixátor 1 - porovnání rotací bez vlivu posunutí.

10.4.3 Dvoustranný fixátor – dlouhá varianta (Fix. 2)

Tato varianta fixátoru se od předchozí liší délkou rámu a polohou fixačních drátů. Tyto dráty prochází kostí pouze v oblastech blízko kondylů.

Zátěžný stav 1

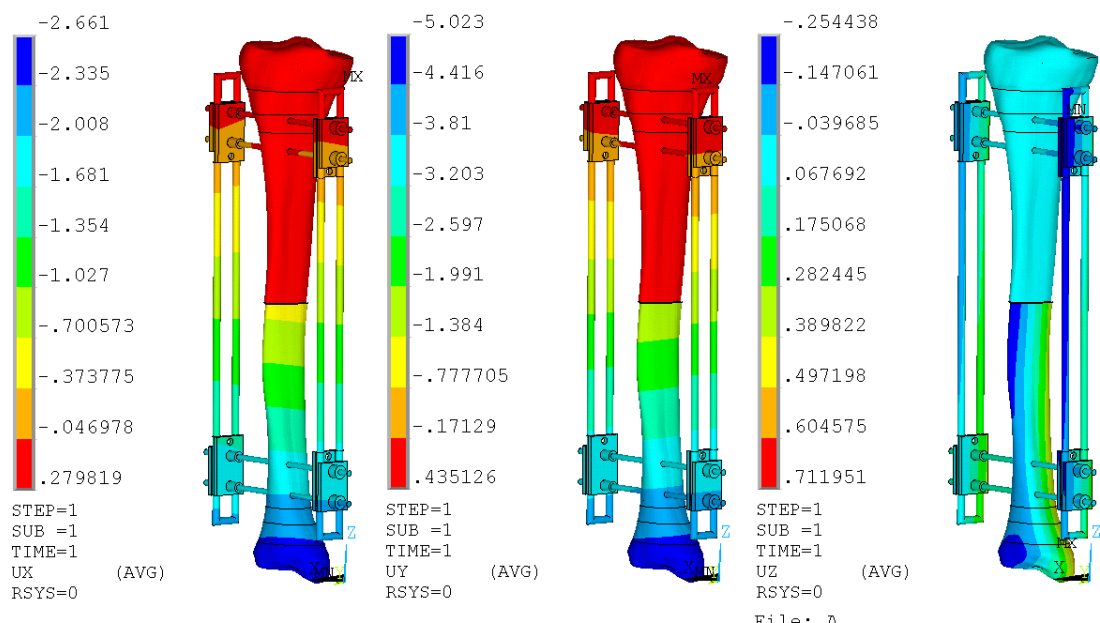
Při tomto stavu zatížení dochází k maximálnímu posuvu ve směru osy y o hodnotě $-4,6$ mm. Tato hodnota posuvů je největší u tohoto modelu ve srovnání s ostatními modely. Druhý významný posuv nastává v ose x a má velikost $-2,4$ mm.

Úhel δ popisující naklopení příčného průřezu je 1° , což je čtyřikrát větší hodnota než ve fyziologickém stavu. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastává u bodu B, přičemž maximální velikost úhlu β zde činí $18,4^\circ$. Tato hodnota je více než sedmkrát větší než ve fyziologickém stavu. Druhé významné pootočení průřezu je u bodu A. Maximální hodnota úhlu pootočení α je zde $8,4^\circ$ a je to tedy více než čtyřikrát větší hodnota než ve fyziologickém stavu. Rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí je vzhledem k velikostem příslušných úhlů pod rozlišovací úrovní modelu (viz obrázek 10.34).

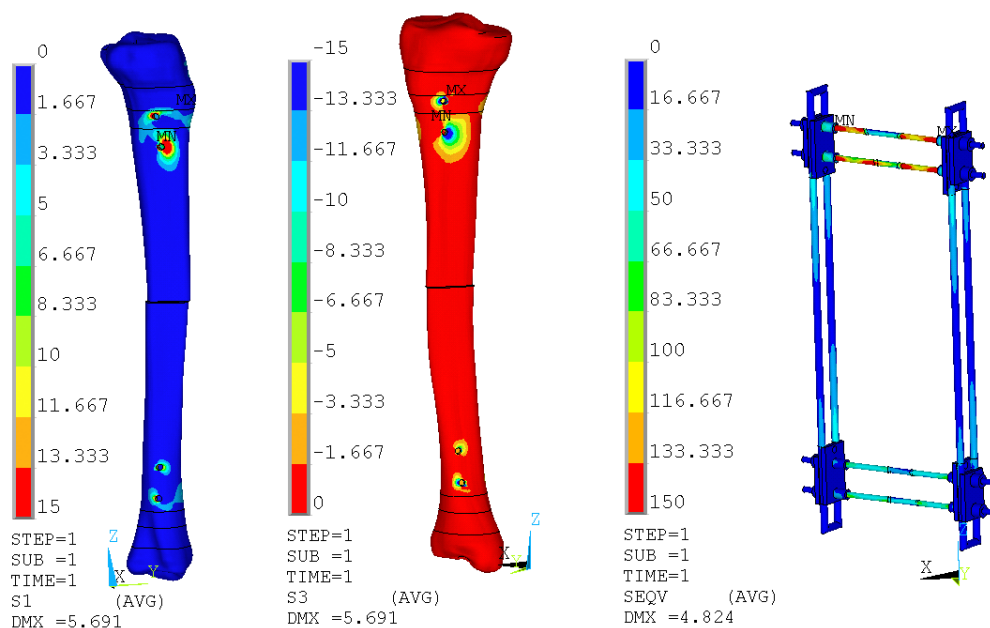
Velikost prvního hlavního napětí se v kostní tkáni pohybuje v rozmezí od 0 do 15 MPa mimo místa, kde vstupuje fixační drát do kosti. V okolí druhého fixačního drátu dosahuje hodnota prvního hlavního napětí maximální velikosti 38 MPa. Třetí hlavní napětí nabývá v kostní tkáni velikosti od -15 do 0 MPa. Maximum nastává v okolí druhého fixačního šroubu a má velikost -21 MPa. Maximální velikost napětí dle podmínky HMM je 150 MPa a nachází se na fixačních drátech.

Zátěžný stav 2

Tento stav zatížení všeobecně způsobuje nejmenší posuvy a napětí jak na kostní tkáni, tak i na fixátoru. Ani v tomto případě tomu není jinak. K výraznějším posuvům dochází v osách x a y. Hodnoty těchto maximálních posuvů jsou si velmi podobné a dosahují hodnot okolo 0,2 mm.



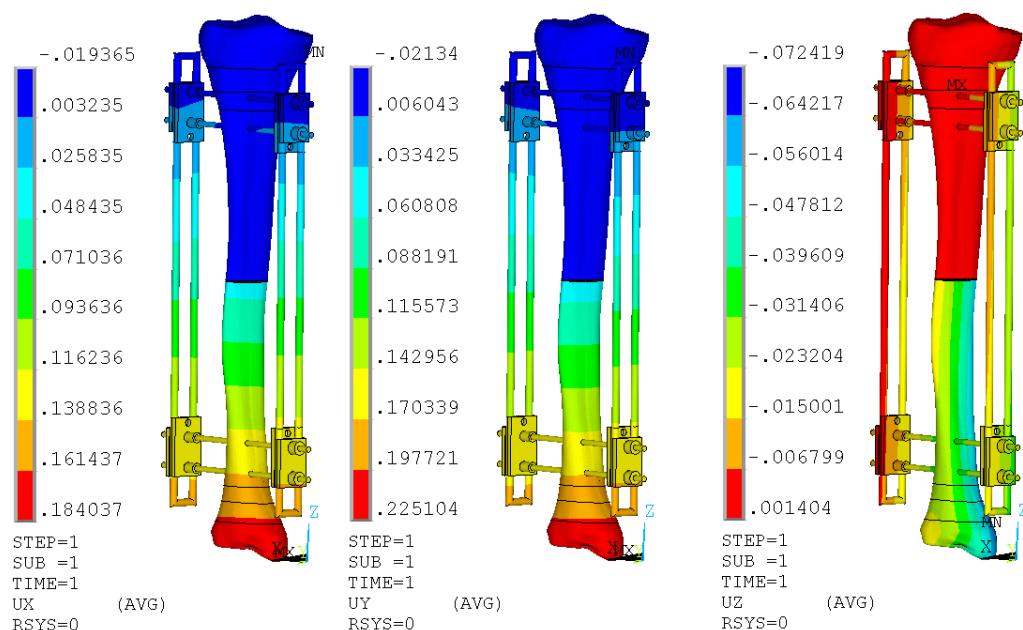
Obrázek 10.25: Fixátor 2 – posuvy U_x , U_y , U_z – zátěžný stav 1.



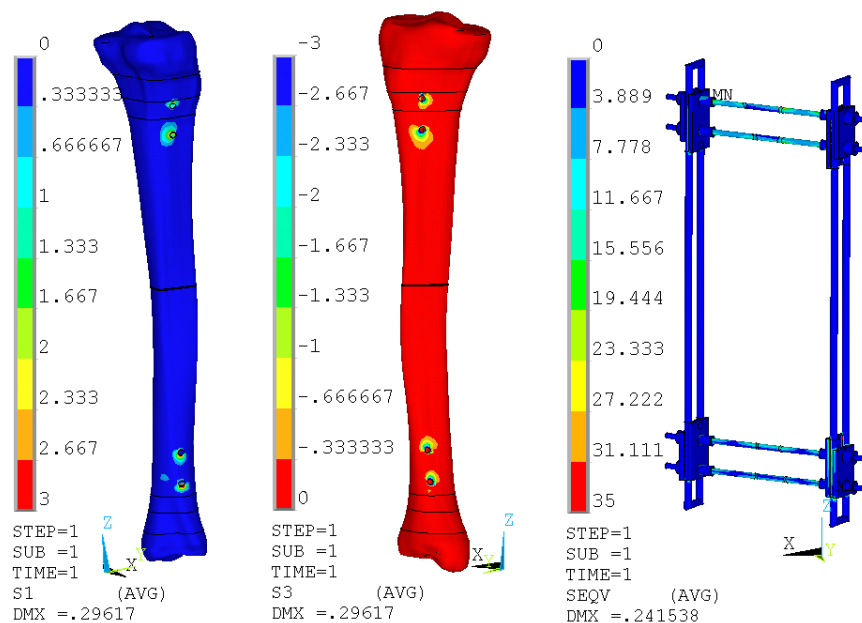
Obrázek 10.26: Fixátor 2 – napětí S_1 , S_3 , $SEQV$ – zátěžný stav 1.

Hodnoty úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu stejně jako hodnoty úhlů popisujících rotaci příčného průřezu kolem střednice bez vlivu posunutí jsou zde tak jako ve fyziologickém stavu pod rozlišovací úrovní modelu (v řádech setin stupňů, resp. tisícín stupňů). Úhly popisující rotaci příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí u bodů A, B, C nabývají maximálních hodnot $\alpha = 0,2^\circ$, $\beta = 0,9^\circ$ a $\gamma = 0,5^\circ$. Tyto hodnoty jsou řádově větší než v případě fyziologického stavu a nejsou tedy již zanedbatelné.

Velikost prvního hlavního napětí se v kostní tkáni pohybuje v rozmezí od 0 do 3 MPa. Maxima nabývá u třetího a čtvrtého fixačního drátu (počítáno odshora) a dosahuje velikosti 3 MPa. Pokud se zaměříme na velikost třetího hlavního napětí, tak se jeho velikost pohybuje v kostní tkáni v rozmezí od $-2,7$ do 0 MPa. Maximum nastává u druhého drátu a nabývá hodnoty $-2,7$ MPa. Na fixátoru je pak napětí dle podmínky HMH o velikosti 35 MPa a nachází se na fixačních drátech.



Obrázek 10.27: Fixátor 2 – posuvy Ux, Uy, Uz – zátěžný stav 2.

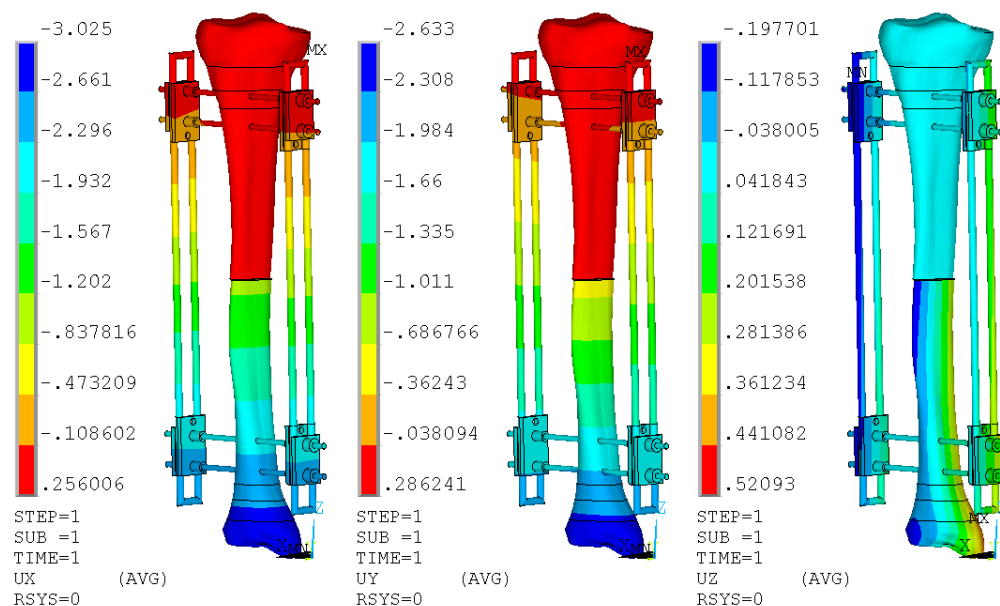


Obrázek 10.28: Fixátor 2 – napětí S1, S3, SEQV – zátěžný stav 2.

Zátěžný stav 3

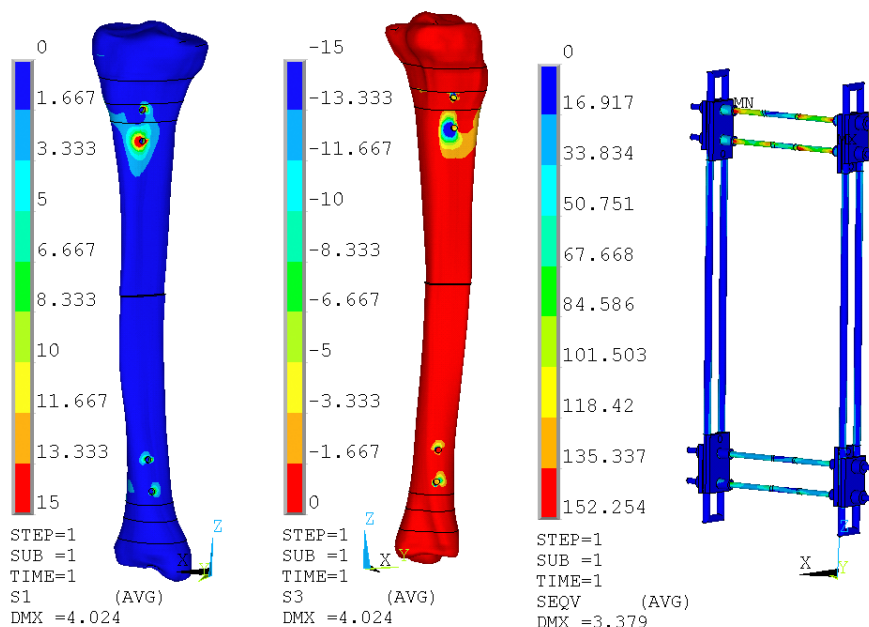
U tohoto simulovaného zatížení, kdy pacient leží na boku a zvedá končetinu směrem vzhůru, dochází k maximálnímu posuvu ve směru osy x a osy y. Velikost tohoto posuvu je přibližně $-2,8$ mm v ose x a $-2,6$ mm v ose y.

Maximální hodnota úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu je $0,7^\circ$, což je hodnota více než dvakrát vyšší než v případě fyziologického stavu. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastává u bodů B a C, přičemž maximální velikosti příslušných úhlů jsou $\beta = 12^\circ$ a $\gamma = 7^\circ$. Tyto hodnoty jsou desetkrát, resp. téměř třikrát větší než odpovídající hodnoty ve fyziologickém stavu. Naopak rotace u bodu A je téměř stejná jako ve fyziologickém stavu, tzn. $\alpha = 2^\circ$. Stejně jako v ostatních zátěžných stavech je rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí zanedbatelná vzhledem k rozlišovací úrovni modelu.



Obrázek 10.29: Fixátor 2 – posuvy Ux, Uy, Uz – zátěžný stav 3.

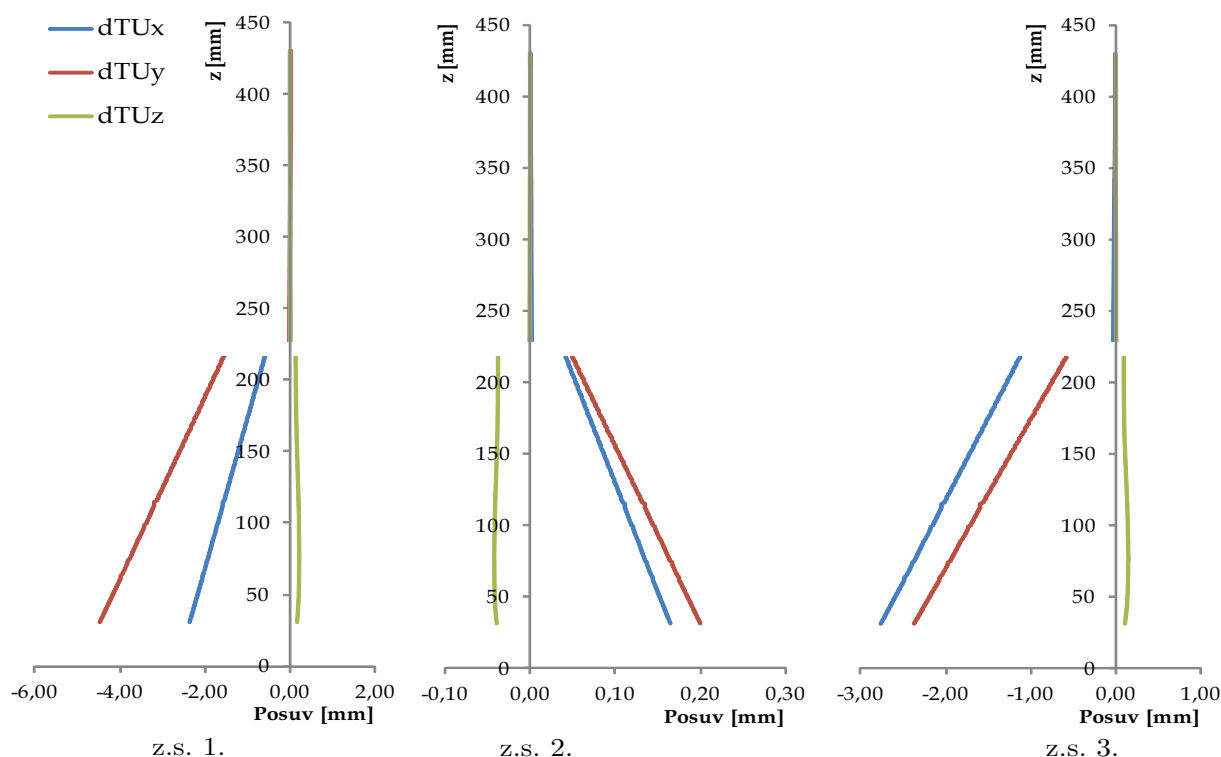
Zaměříme-li se na velikosti prvního a třetího hlavního napětí, zjistíme, že první hlavní napětí se v kosti pohybuje v rozmezí od 0 do 15 MPa mimo své maxima. Svého maxima nabývá u druhého fixačního drátu a dosahuje hodnoty 35 MPa. Třetí hlavní napětí má své maximum také na druhém fixačním drátu, ale dosahuje hodnoty -63 MPa. Na obrázku 10.30 je zobrazeno rozložení napětí v rozmezí od -15 MPa do 0 MPa tak, aby bylo jako u předchozích typů fixátorů patrné rozložení napětí v kostní tkáni.



Obrázek 10.30: Fixátor 2 – napětí S1, S3, SEQV – zátěžný stav 3.

Shrnutí

Na obrázku 10.31 jsou zobrazeny posuvy jednotlivých složek střednice tibie s aplikovaným fixátorem. Tento typ rámového fixátoru se čtyřmi fixačními dráty vykazuje následující rozdíly oproti fyziologickému stavu tibie. U prvního zátěžného stavu dochází k rozdílu posuvu v ose x, kde u fyziologického stavu dochází k posuvu v kladné ose x, ale u fixátoru dochází k posuvu v záporném směru osy x. Dominantní posuv je u tohoto modelu v případě prvního zátěžného stavu v ose y stejně jako u fyziologického stavu. U druhého zátěžného stavu dochází ke změně orientace posuvu ve směru osy y. Hodnoty posuvů jsou v tomto případě kladné oproti fyziologickému stavu, kde jsou hodnoty záporné. Hodnoty posuvů modelu s aplikovaným fixátorem jsou jako v předchozích případech větší než u fyziologického stavu. V případě třetího zátěžného stavu dochází k dominantnímu posuvu v ose x, tak jako u fyziologického stavu. Nicméně hodnoty posuvů jsou větší. V tomto případě také došlo ke změně orientace posuvů ve směru osy y z kladné na zápornou.

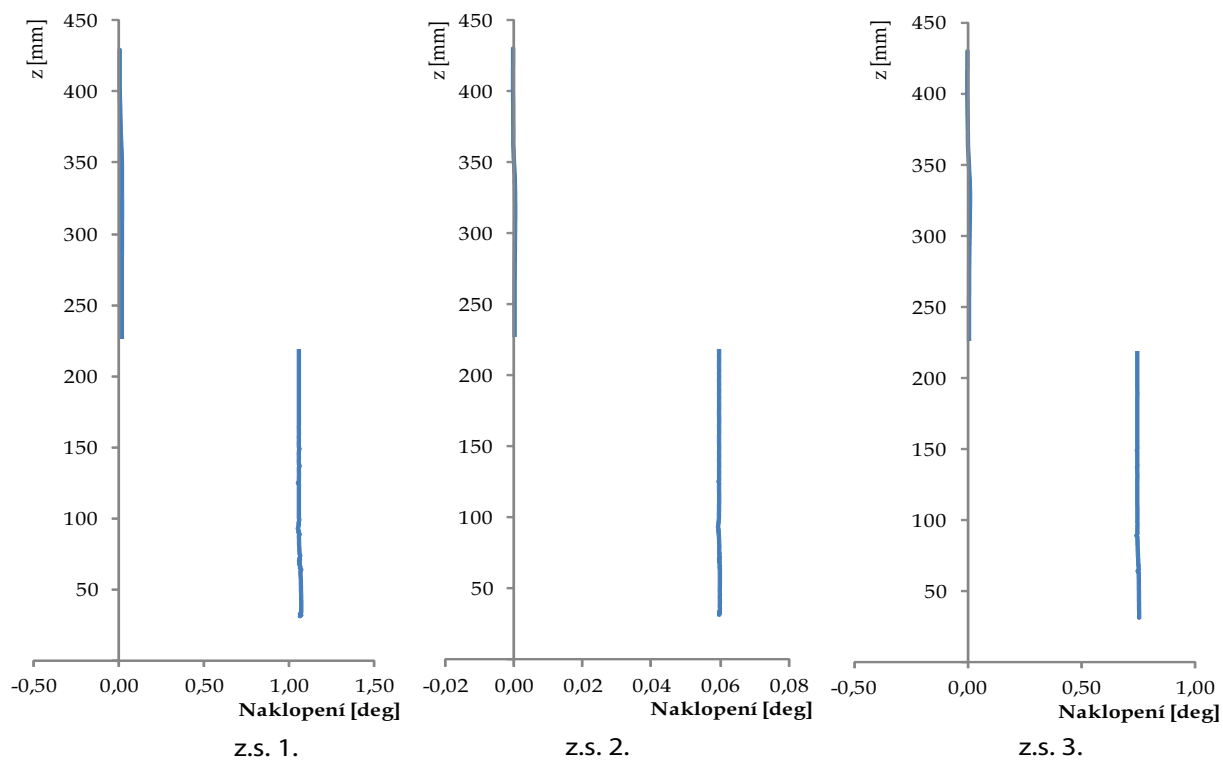


Obrázek 10.31: Fixátor 2 – porovnání posuvů střednice.

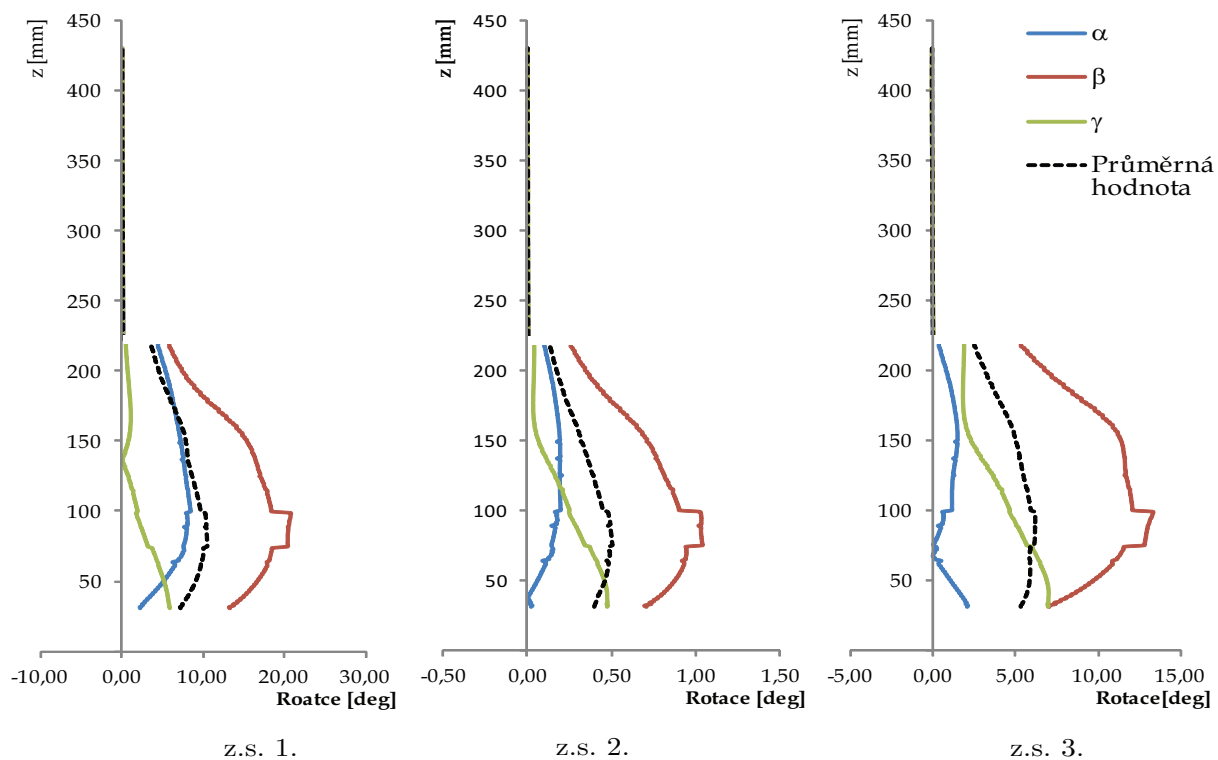
Obrázek 10.32 ukazuje průběh naklopení příčného průřezu, které je popsáno úhlem δ . V případě prvního a třetího stavu zatížení dochází k výraznějšímu naklopení průřezu tibie než u druhého zátěžného stavu, což je v souladu s výsledky pro fyziologický stav. Maximální hodnoty úhlu δ pro první, resp. třetí zatěžný stav nabývají hodnot 1° , resp. $0,7^\circ$, a jsou tedy čtyřikrát, resp. více než dvakrát vyšší než v případě fyziologického stavu. Zatímco u druhého zátěžného stavu jsou hodnoty v řádu setin stupňů a jsou tedy pod rozlišovací úrovní modelu stejně jako u fyziologického stavu.

Srovnání rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí vůči vrcholům A, B, C včetně průměrných hodnot rotace je na obrázku 10.33. V prvním a třetím stavu zatížení dochází k výraznější rotaci průřezu tibie než u druhého zátěžného stavu stejně jako u fyziologického stavu. U prvního i třetího zátěžného stavu dominuje rotace vůči bodu B s maximální velikostí úhlu $\beta = 18,4^\circ$, resp. $\beta = 12^\circ$. Tyto hodnoty jsou více než sedmkrát, resp. desetkrát vyšší než v případě fyziologického stavu.

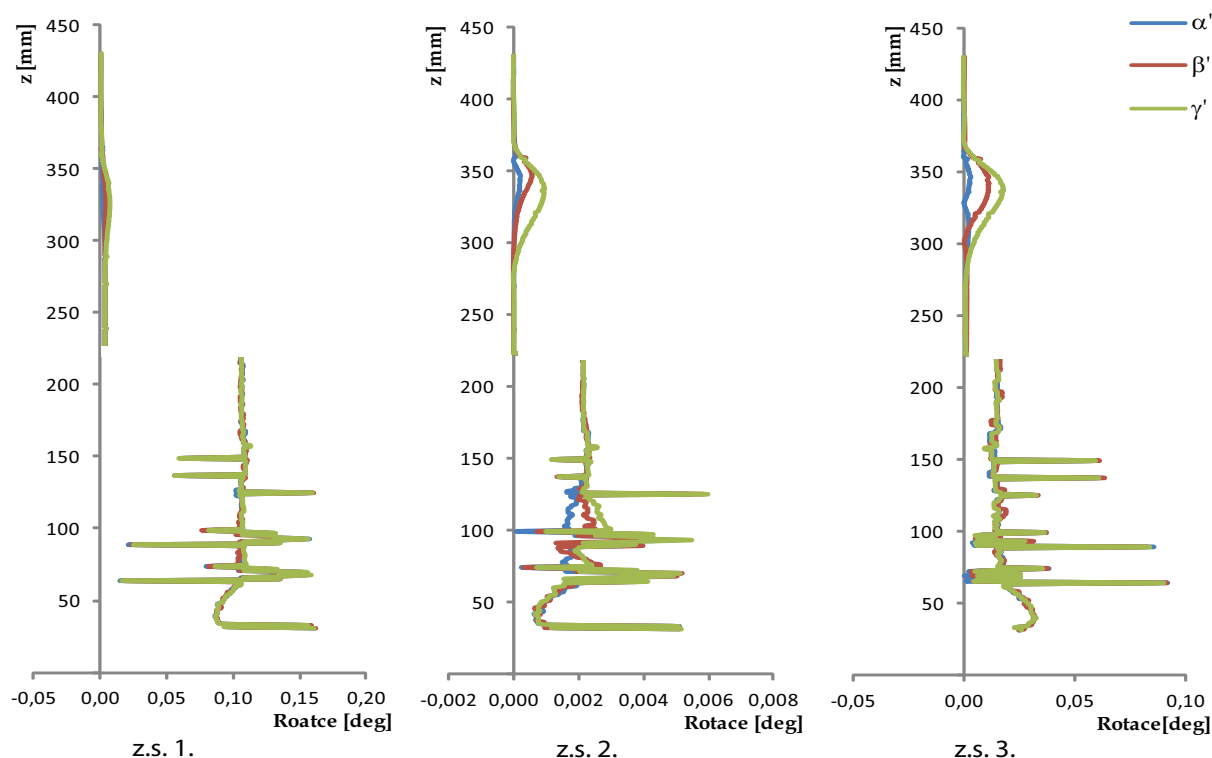
Obrázek 10.34 ukazuje srovnání rotace příčného průřezu kolem střednice u vrcholů A, B, C bez vlivu posunutí. Stejně jako u fyziologického stavu dosahují hodnoty příslušných úhlů ve všech zátěžných stavech velmi malých hodnot, které jsou pod rozlišovací úrovní modelu.



Obrázek 10.32: Fixátor 2 - porovnání naklopení.



Obrázek 10.33: Fixátor 2 - porovnání rotací.



Obrázek 10.34: Fixátor 2 - porovnání rotací bez vlivu posunutí.

10.4.4 Dvoustranný fixátor (Fix. 3a)

Fixátor ve variantě a) je nastaven tak, aby fixační elementy byly umístěny co nejblíže simulované zlomeniny. Rozstup fixačních drátů je zde 40 mm. Jako ostatní zde zmiňované fixátory je i tento fixátor řešen ve třech variantách zatížení.

Zátěžný stav 1

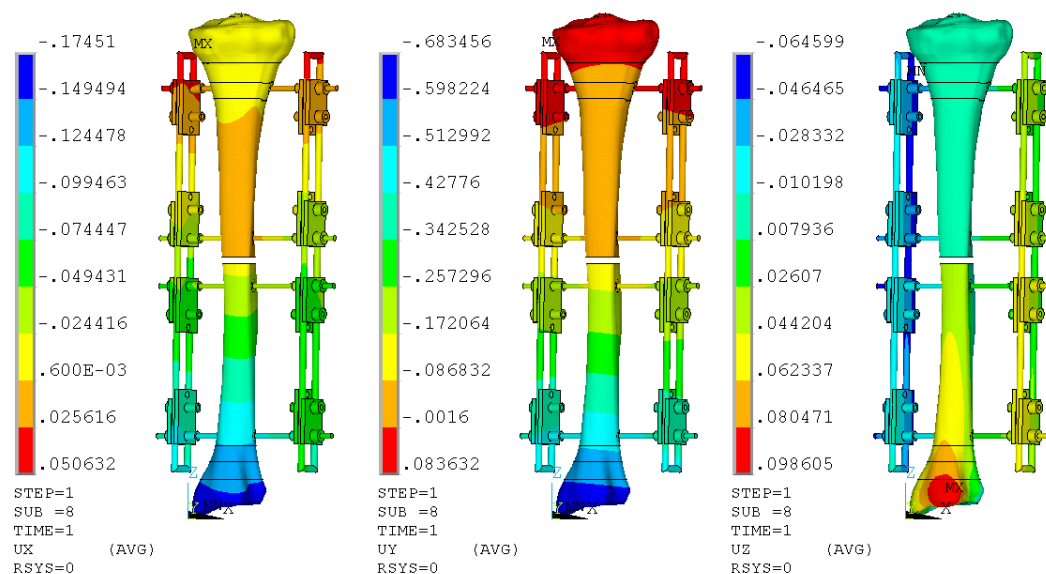
U tohoto stavu zatížení dochází k maximálnímu posuvu ve směru osy y o hodnotě $-0,6$ mm. Druhý významný posuv je v ose x a má velikost $-0,2$ mm.

Maximální hodnota úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu je $0,2^\circ$, což je hodnota menší než ve fyziologickém stavu. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastává u bodu B, přičemž maximální velikost úhlu β zde činí $2,2^\circ$. Tato hodnota je menší než ve fyziologickém stavu ($\beta = 2,5^\circ$). Druhé významné pootočení průřezu je u bodu A. Maximální hodnota úhlu pootočení α je zde 1° , což je hodnota téměř dvakrát menší než ve fyziologickém stavu. Rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí je vzhledem k velikostem příslušných úhlů pod rozlišovací úrovní modelu (viz obrázek 10.44).

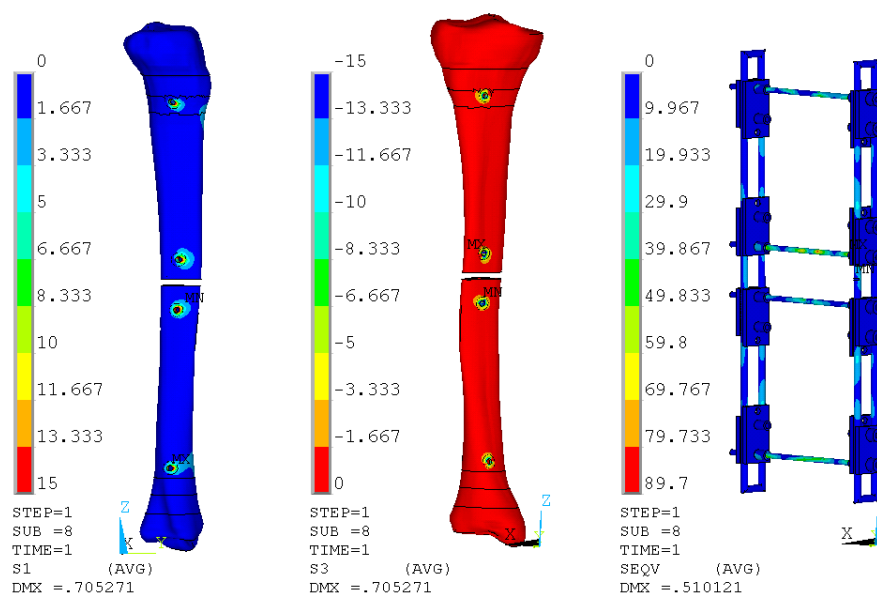
Velikost prvního hlavního napětí se v kostní tkáni pohybuje v rozmezí od 0 do 15 MPa mimo místa, kde vstupuje fixační drát do kosti. V okolí čtvrtého fixačního drátu dosahuje hodnota prvního hlavního napětí maximální velikosti 32 MPa. Třetí hlavní napětí nabývá v kostní tkáni velikosti od -15 do 0 MPa. Maximum nastává v okolí třetího fixačního drátu a má velikost -37 MPa. Maximální velikost napětí dle podmínky HMH je 89 MPa a nachází se na fixačních drátech.

Zátěžný stav 2

Při stavu zatížení, kdy končetina visí a je zatížena pouze vlastní vahou, nastává největší posuv v kosti ve směru zatížení, tj. v ose z. Velikost posuvu je zde v řádech setin milimetrů, což je vzhledem k naší rozlišovací úrovni zanedbatelná hodnota.



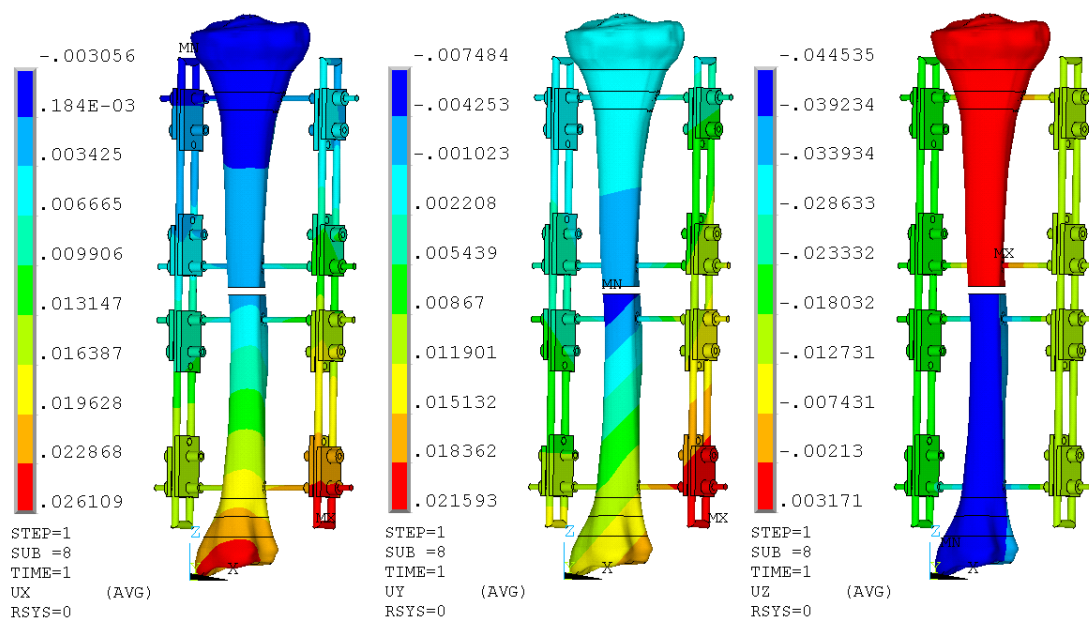
Obrázek 10.35: Fixátor 3a – posuvy U_x , U_y , U_z – zátěžný stav 1.



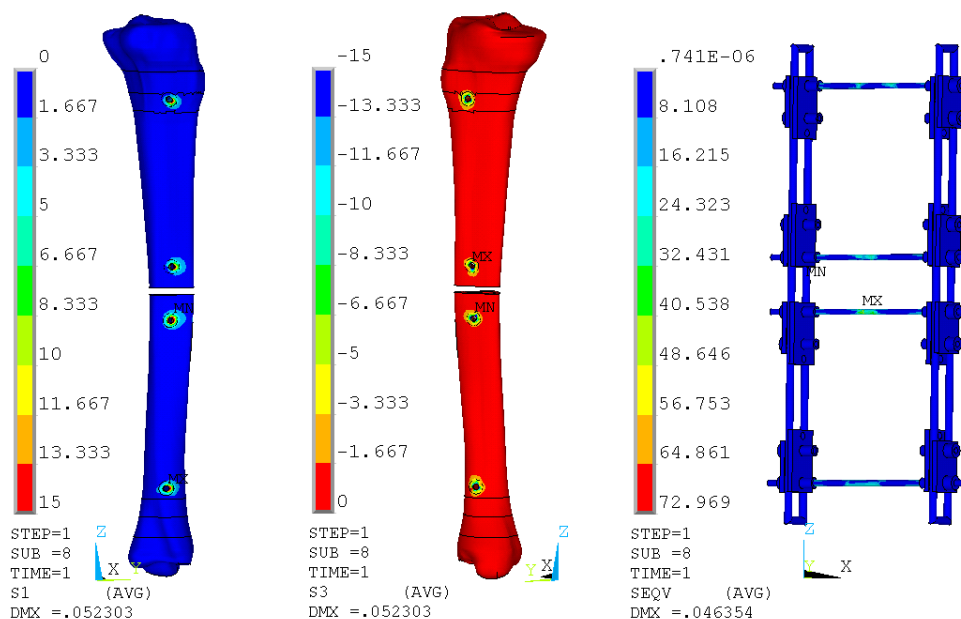
Obrázek 10.36: Fixátor 3a – napětí S_1 , S_3 , $SEQV$ – zátěžný stav 1.

U tohoto stavu zatížení jsou velikosti úhlů popisujících naklopení příčného průřezu i rotaci příčného průřezu kolem střednice pod rozlišovací úrovní modelu (v řádech setin nebo tisícín stupňů) stejně jako tomu je u fyziologického stavu.

Velikost prvního hlavního napětí se v kostní tkáni pohybuje v rozmezí od 0 do 15 MPa mimo místa, kde vstupuje fixační drát do kosti. V okolí čtvrtého fixačního drátu dosahuje hodnota prvního hlavního napětí maximální velikosti 30 MPa. Třetí hlavní napětí nabývá v kostní tkáni velikosti od -15 do 0 MPa. Maximum nastává v okolí třetího fixačního drátu a má velikost -36 MPa. Maximální velikost napětí dle podmínky HMH je 73 MPa a nachází se na fixačních drátech.



Obrázek 10.37: Fixátor 3a – posuvy U_x , U_y , U_z – zátěžný stav 2.

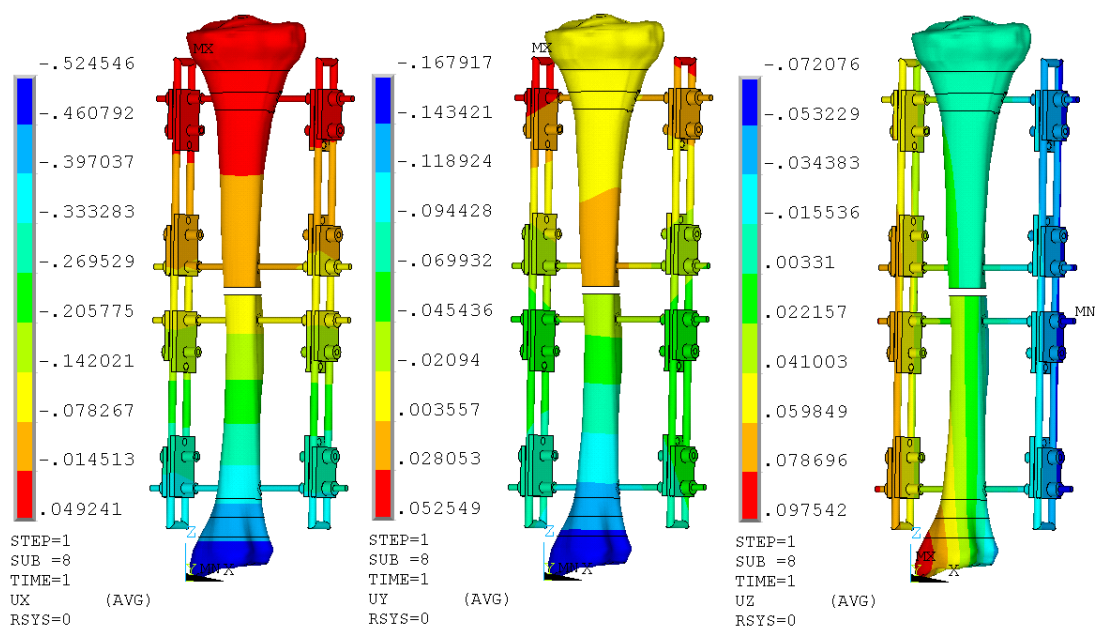


Obrázek 10.38: Fixátor 3a – napětí S_1 , S_3 , $SEQV$ – zátěžný stav 2.

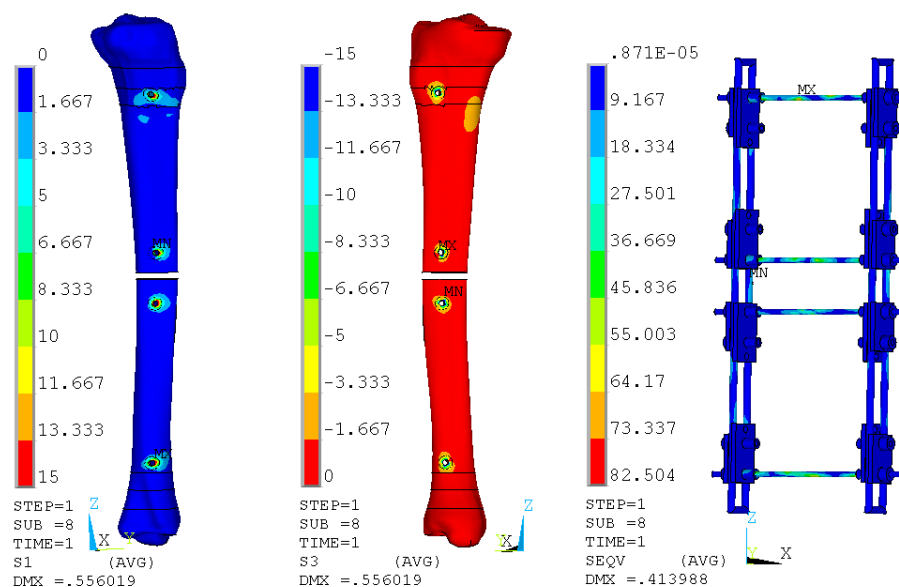
Zátěžný stav 3

Pokud je končetina zatížena ve frontální rovině, jsou v této rovině také dominantní posuvy. Z obrázku 10.41 je patrné, že maximální hodnota posuvu má velikost $-0,5$ mm v ose x . V ose y se také projevují posuvy a to o maximální velikosti $-0,2$ mm. Průběh posuvů je ve své podstatě podobný jako u zátěžného stavu 1.

Maximální hodnota úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu je $0,1^\circ$, což je hodnota zhruba dvakrát menší než v případě fyziologického stavu. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastává u bodů B a C, přičemž maximální velikosti příslušných úhlů jsou $\beta = \gamma = 1,3^\circ$. Rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí je stejně jako v ostatních zátěžných stavech zanedbatelná vzhledem k rozlišovací úrovni modelu.



Obrázek 10.39: Fixátor 3a – posuvy Ux, Uy, Uz – zátěžný stav 3.



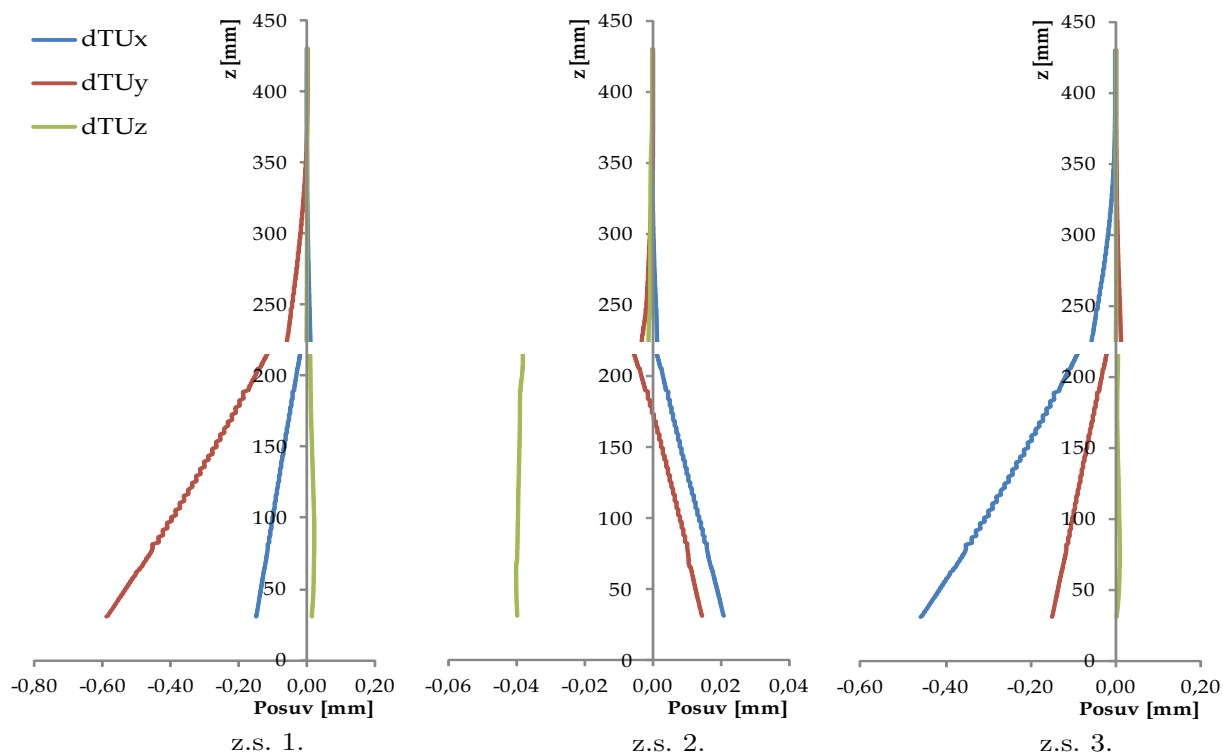
Obrázek 10.40: Fixátor 3a – napětí S1, S3, SEQV – zátěžný stav 3.

U prvního hlavního napětí je maximum 36 MPa (čtvrtý fixační element) a u třetího hlavního napětí je to -34 MPa (třetí fixační element). Mimo oblast maxim dosahuje první hlavní napětí velikosti nejvýše 0,5 MPa. Maximální velikost redukovaného napětí na těle fixátoru je 82 MPa.

Shrnutí

Porovnáním posuvů (obr. 10.41) této varianty fixátoru napříč zátěžnými stavy zjistíme, že k maximálnímu posuvu střednice tibie dochází u prvního zátěžného stavu. Maximální hodnota posuvu v ose y je $-0,6$ mm, přičemž u fyziologického stavu je maximální hodnota posuvu v téže ose $-0,8$ mm. Orientace posuvu střednice je v dominantním směru stejná jako u fyziologického stavu. V případě posunutí střednice v ose x je ale oproti stavu bez fixátoru orientace opačná. V případě druhého zátěžného stavu je dominantní posunutí ve směru osy z, ale velikost se

pohybuje pouze v řádech setin milimetrů. U fyziologického stavu je dominantní posuv ve směru osy x . U třetího zátěžného stavu je maximální posuv střednice v ose x a dosahuje hodnoty $-0,5$ mm. Porovnáme-li průběh posuvů s fyziologickým stavem, zjistíme, že orientace posuvu v ose x je obdobná jako u fyziologického stavu. Rozdíl nastává u posuvu v ose y , kdy v případě aplikovaného fixátoru má záporné hodnoty, ale u fyziologického stavu jsou to hodnoty kladné. U fyziologického stavu jsou hodnoty posuvu větší než s aplikovaným fixátorem.

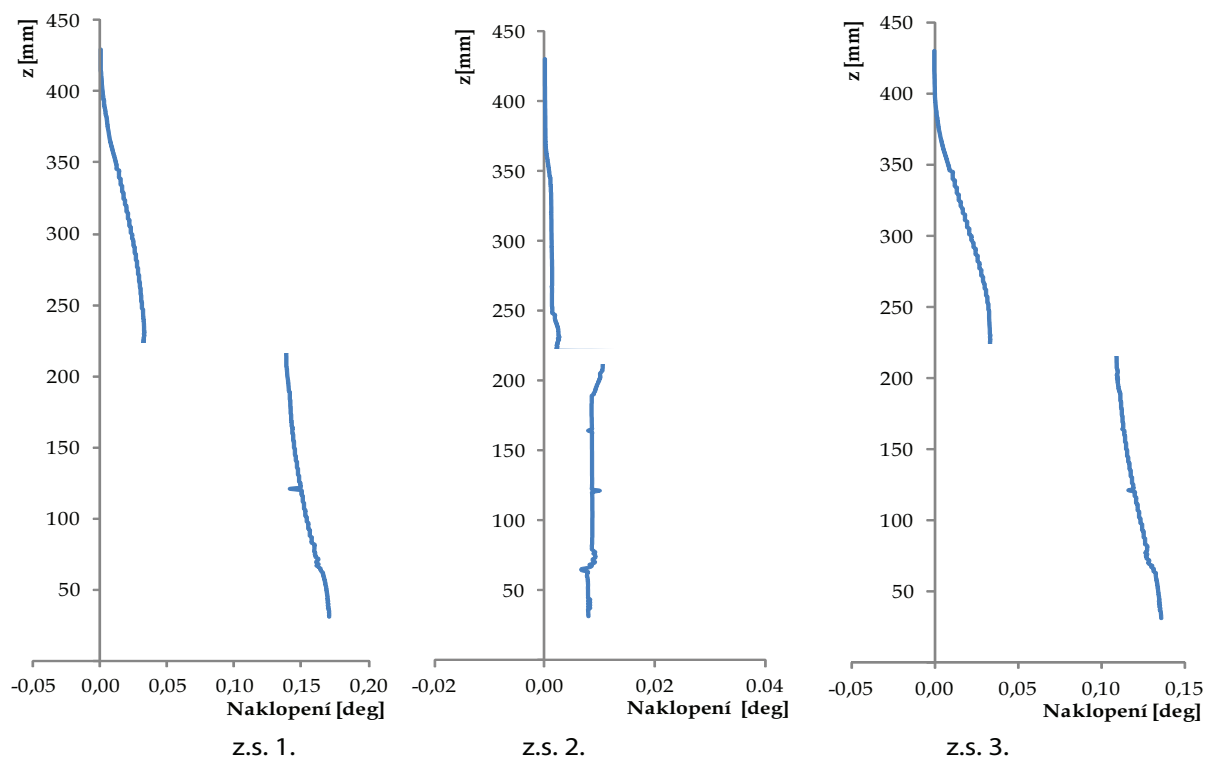


Obrázek 10.41: Fixátor 3a – porovnání posuvů střednice.

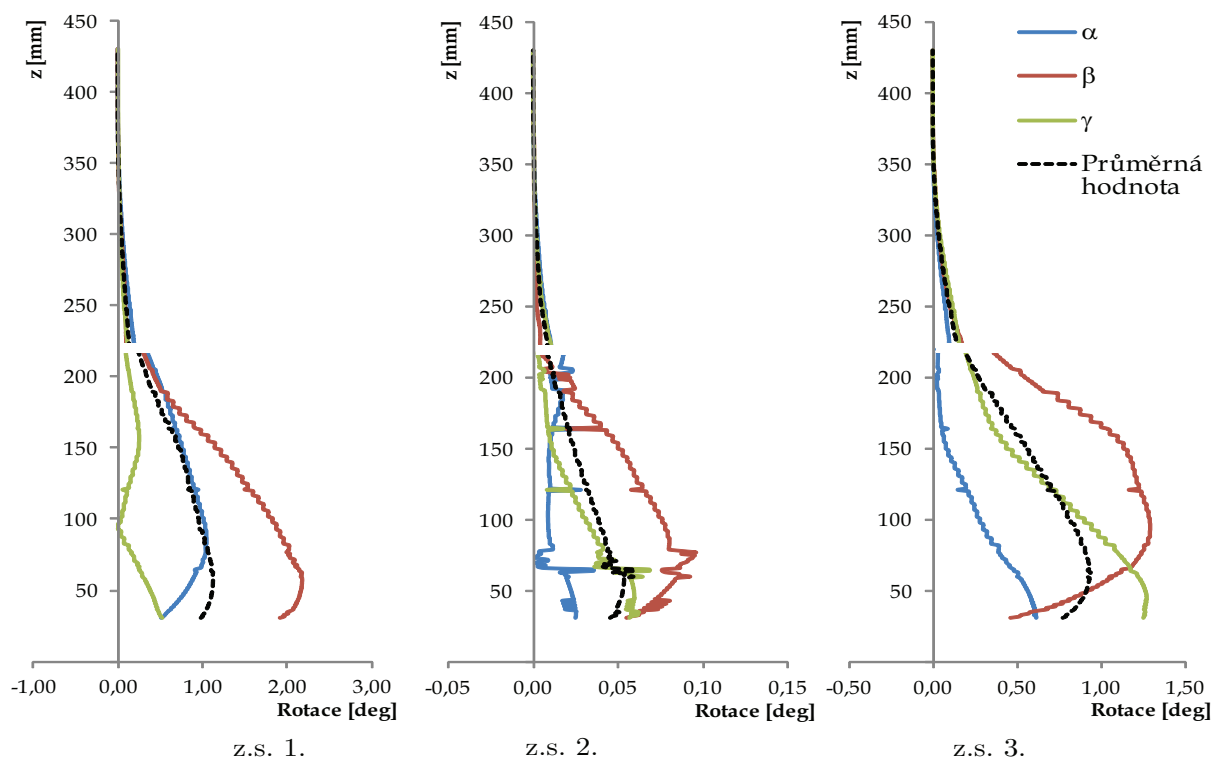
Obrázek 10.42 ukazuje průběh naklopení příčného průřezu, které je popsáno úhlem δ . V případě prvního a třetího stavu zatížení dochází k výraznějšímu naklopení průřezu tibie než u druhého zátěžného stavu, což je v souladu s výsledky pro fyziologický stav. Maximální hodnoty úhlu δ pro první, resp. třetí zátěžný stav nabývají hodnot $0,17^\circ$, resp. $0,14^\circ$, a jsou tedy menší než v případě fyziologického stavu. Zatímco u druhého zátěžného stavu jsou hodnoty v řádu setin stupňů a jsou tedy pod rozlišovací úrovní modelu stejně jako u fyziologického stavu.

Srovnání rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí u bodů A, B, C včetně průměrných hodnot rotace je na obrázku 10.43. V prvním a třetím stavu zatížení dochází k výraznější rotaci průřezu tibie než u druhého zátěžného stavu stejně jako u fyziologického stavu. U prvního i třetího zátěžného stavu dominuje rotace u bodu B s maximální velikostí úhlu $\beta = 2,2^\circ$, resp. $\beta = 1,3^\circ$. Tyto hodnoty jsou zhruba srovnatelné s hodnotami fyziologického stavu.

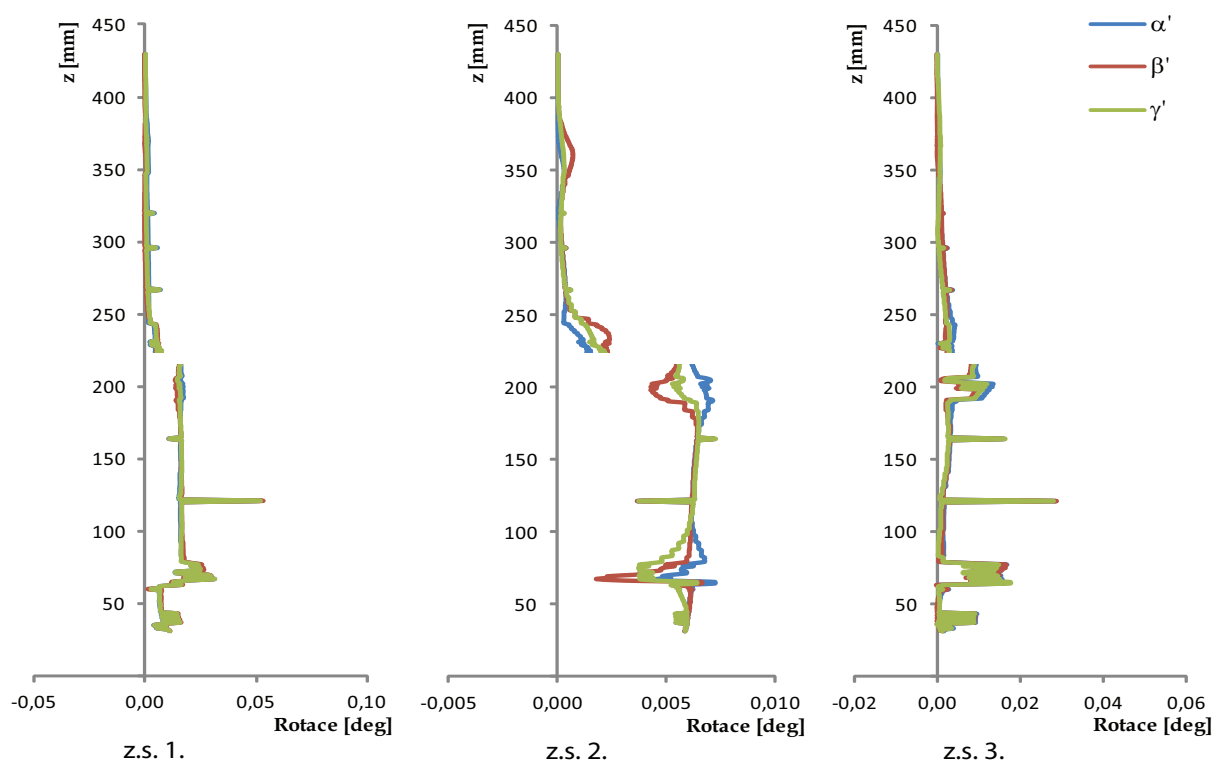
Na obrázku 10.44 je srovnání rotace příčného průřezu kolem střednice u vrcholů A, B, C bez vlivu posunutí. Stejně jako u fyziologického stavu dosahují hodnoty příslušných úhlů ve všech zátěžných stavech velmi malých hodnot, které jsou pod rozlišovací úrovní modelu.



Obrázek 10.42: Fixátor 3a - porovnání naklopení.



Obrázek 10.43: Fixátor 3a - porovnání rotací.



Obrázek 10.44: Fixátor 3a - porovnání rotací bez vlivu posunutí.

10.4.5 Dvoustranný fixátor (Fix. 3b)

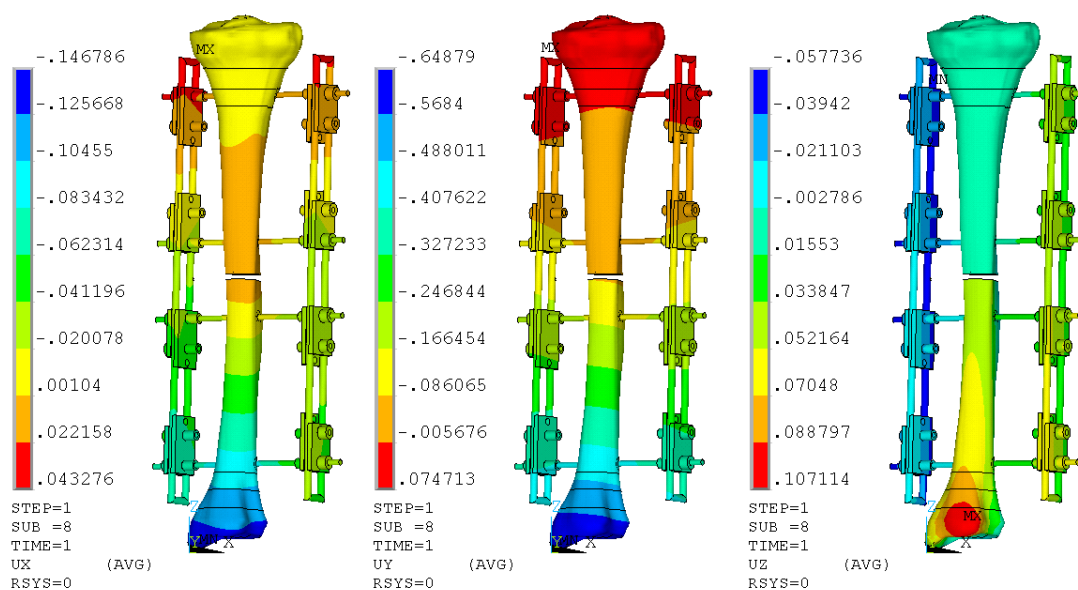
Rozestup fixačních elementů poblíž simulované zlomeniny u fixátoru ve variantě b) činí 60 mm. Dále jsou uvedeny výsledky pro tři studované stavy zatížení.

Zátěžný stav 1

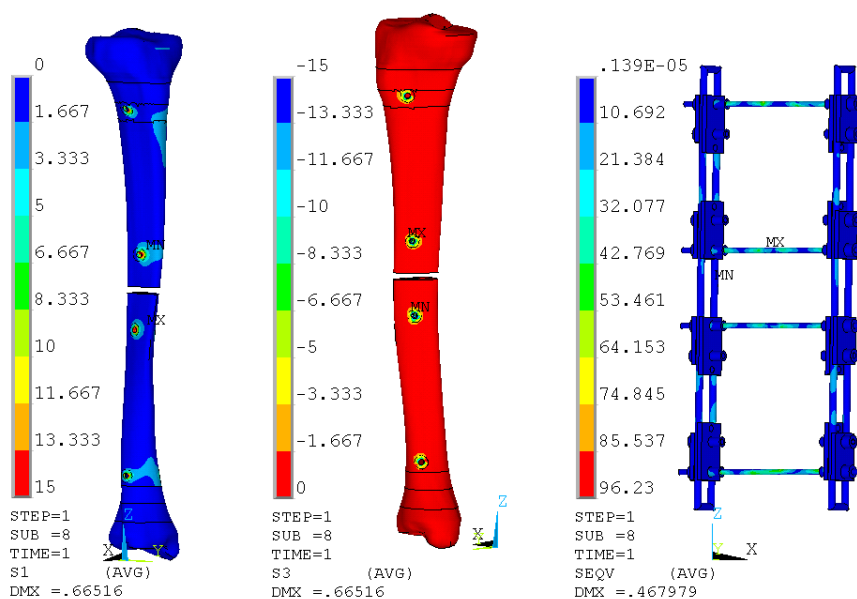
U tohoto stavu zatížení dochází k maximálnímu posuvu tibie ve směru osy y. Hodnota posuvu je $-0,6$ mm. Druhý významný posuv nastává v ose x. Hodnota posuvu je $-0,1$ mm. Směr posuvu v ose x je ve srovnání s fyziologickým stavem opačný.

Úhel δ popisující naklopení příčného průřezu je $0,2^\circ$, což je hodnota menší než ve fyziologickém stavu. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastává u bodu B, přičemž maximální velikost úhlu β zde činí 2° . Tato hodnota je menší než ve fyziologickém stavu ($\beta = 2,5^\circ$). Druhé významné pootočení průřezu je u bodu A. Maximální hodnota úhlu pootočení α je zde 1° , což je hodnota téměř dvakrát menší než ve fyziologickém stavu. Rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí je vzhledem k velikostem příslušných úhlů pod rozlišovací úrovní modelu (viz obrázek 10.54).

Vyšší hodnoty prvního a třetího hlavního napětí jsou v okolí fixačních elementů. Pro sjednocení zobrazení je škála pro první hlavní napětí v rozmezí od 0 do 15 MPa. U této varianty zatížení je v okolí čtvrtého fixačního elementu maximální napětí o velikosti 33 MPa. V případě třetího hlavního napětí je maximální velikost -22 MPa. Na fixátoru je maximální velikost redukovaného napětí 96 MPa a nastává na fixačních elementech.



Obrázek 10.45: Fixátor 3b – posuvy U_x , U_y , U_z – zátěžný stav 1.



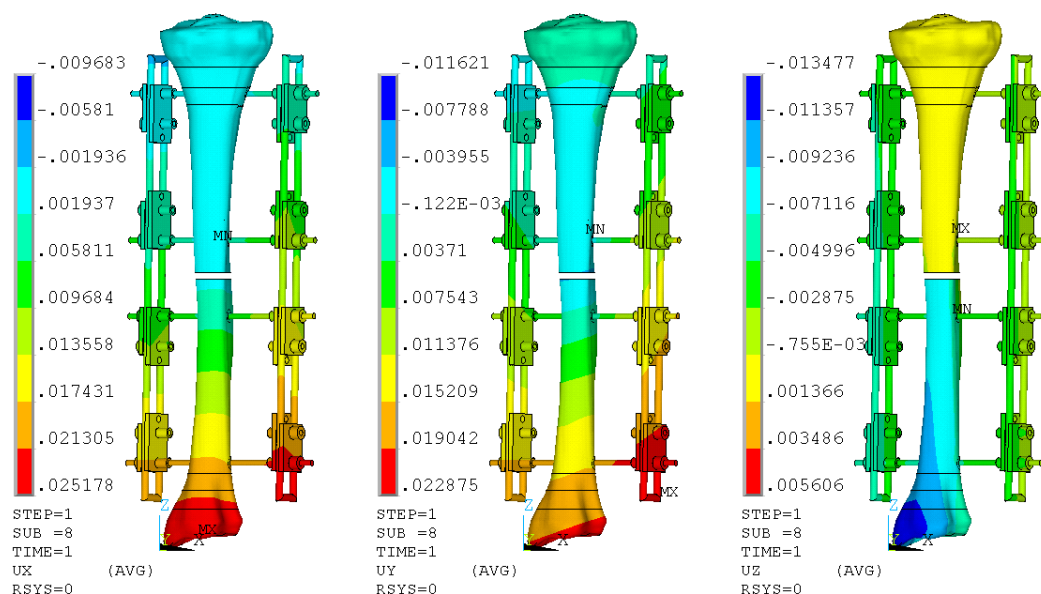
Obrázek 10.46: Fixátor 3b – napětí S_1 , S_3 , $SEQV$ – zátěžný stav 1.

Zátěžný stav 2

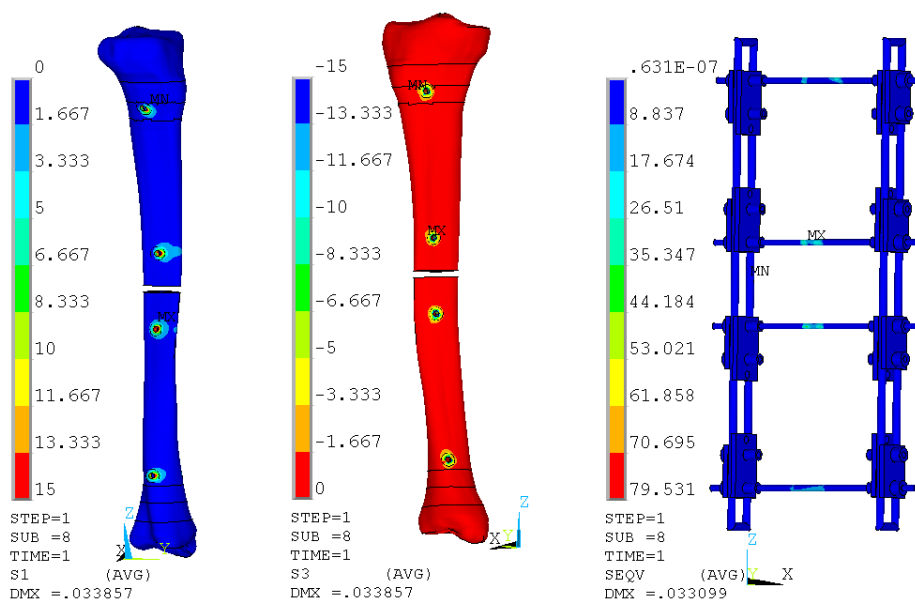
Při této variantě zatížení dochází k maximálnímu posuvu v ose zatížení, což je osa z . Velikost posuvu je zde v řádech setin milimetru, což je vzhledem k rozlišovací úrovni modelu zanedbatelná hodnota.

Velikosti všech úhlů popisujících naklopení příčného průřezu jsou stejně jako tomu je u fyziologického stavu i u předchozí varianty fixátoru Fix. 3a pod rozlišovací úrovní modelu (v řádech setin nebo tisícín stupňů).

V případě prvního hlavního napětí je na kosti dosaženo maximální hodnoty 31 MPa v oblasti kolem třetího fixačního drátu. U třetího hlavního napětí je maximální hodnota dosažena také v okolí třetího fixačního drátu a dosahuje hodnoty -28 MPa.



Obrázek 10.47: Fixátor 3b – posuvy U_x , U_y , U_z – zátěžný stav 2.

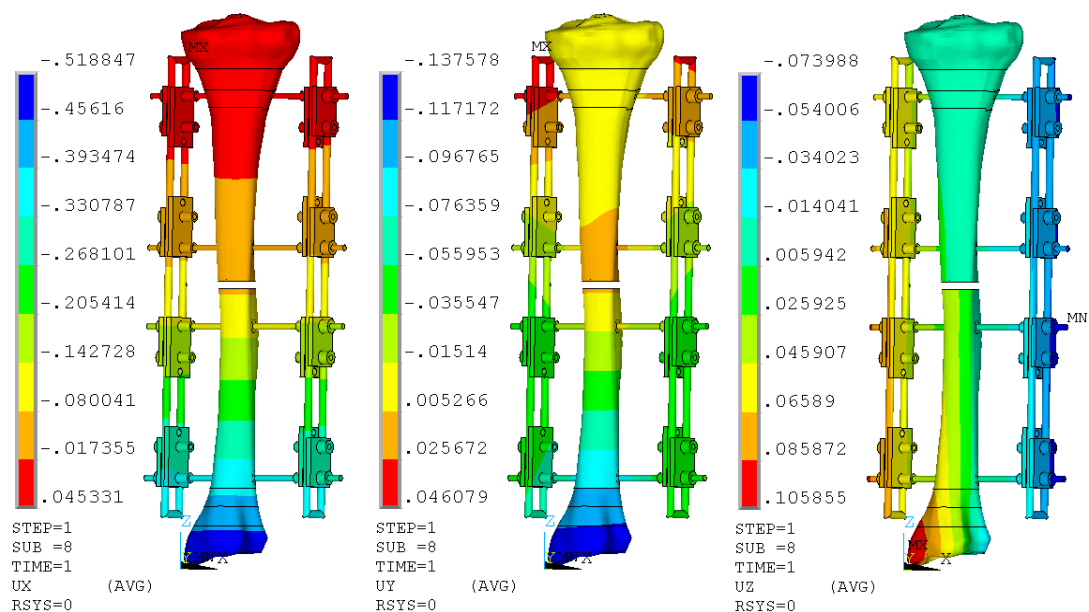


Obrázek 10.48: Fixátor 3b – napětí S_1 , S_3 , $SEQV$ – zátěžný stav 2.

Zátěžný stav 3

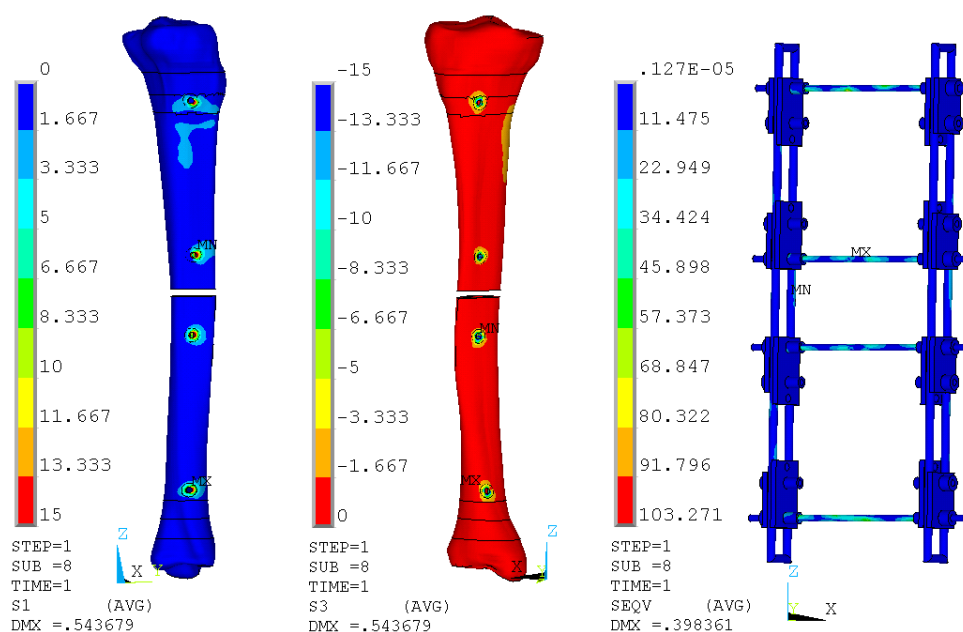
V případě třetího zátěžného stavu, kdy se končetina zvedá ve frontální rovině, dochází k největším posuvům v ose x . Hodnota posuvu je $-0,5$ mm. Druhý významný posuv je v ose y . Hodnota posuvu v tomto směru je $-0,1$ mm.

Stejně jako u předchozí varianty fixátoru Fix. 3a je maximální hodnota úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu $0,1^\circ$, což je hodnota zhruba dvakrát menší než v případě fyziologického stavu. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastává u bodů B a C, přičemž maximální velikosti příslušných úhlů jsou $\beta = 1,1^\circ$ a $\gamma = 1,3^\circ$. Rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí je stejně jako v ostatních zátěžných stavech zanedbatelná vzhledem k rozlišovací úrovni modelu.



Obrázek 10.49: Fixátor 3b – posuvy Ux, Uy, Uz – zátěžný stav 3.

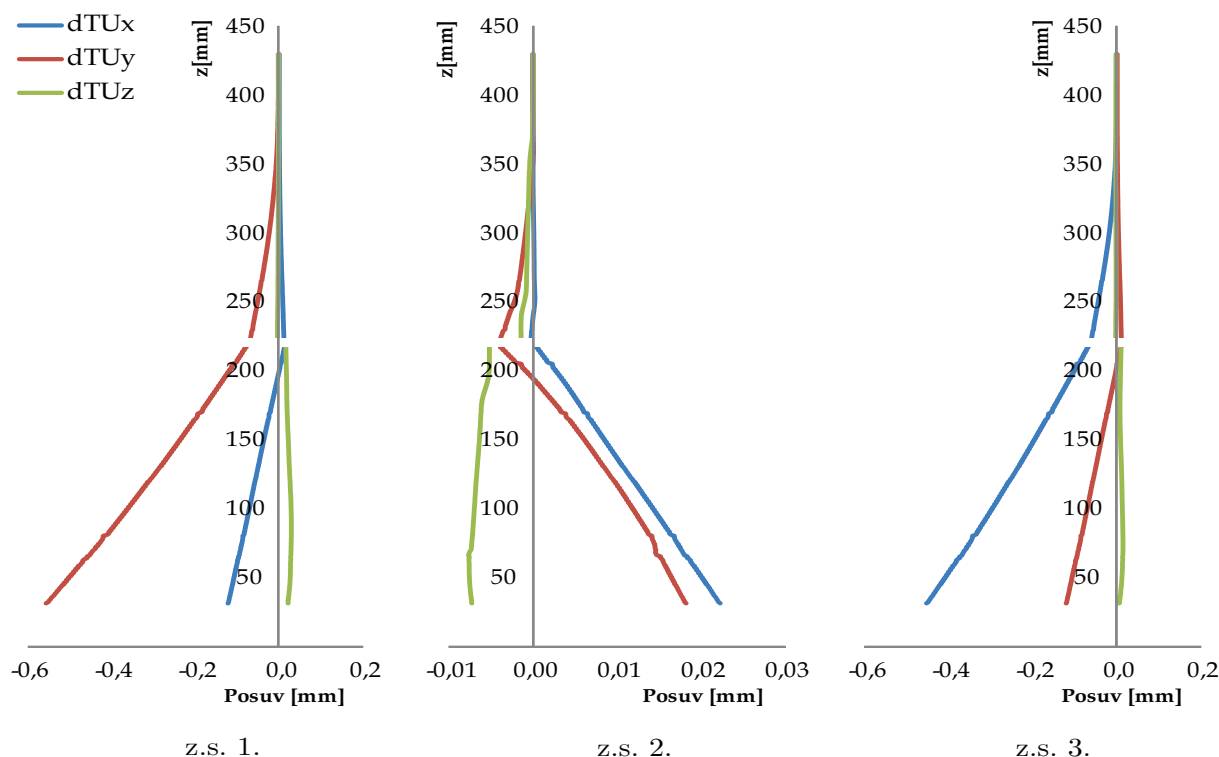
Rozložení napětí je v tomto případě zobrazeno v jednotném rozmezí. Nicméně k maximálním hodnotám prvního hlavního napětí o velikosti 36 MPa dochází v oblasti čtvrtého fixačního drátu. Maximum třetího hlavního napětí je v oblasti třetího fixačního drátu a dosahuje velikosti -32 MPa.



Obrázek 10.50: Fixátor 3b – napětí S1, S3, SEQV – zátěžný stav 3.

Shrnutí

Z obrázku 10.51 je patrné, že k maximálnímu posuvu střednice dochází u prvního zátěžného stavu. Maximální hodnota posuvu v ose y je zde $-0,6$ mm. U fyziologického stavu je maximální hodnota posuvu v ose y $-0,8$ mm. Orientace posuvu střednice je v ose y stejná jako u fyziologického stavu. V případě posunutí střednice v ose x je oproti fyziologickému stavu orientace opačná. V případě druhého zátěžného stavu je dominantní posunutí ve směru osy x, tak jako u fyziologického stavu, ale velikost se pohybuje pouze v řádech setin milimetrů. Orientace posunutí ve směru osy y je opačná oproti fyziologickému stavu. U třetího zátěžného stavu je maximální posuv střednice v ose x a dosahuje hodnoty $-0,5$ mm. Porovnáme-li průběh posuvů s fyziologickým stavem, zjistíme, že orientace posuvu v ose x je obdobná jako u fyziologického stavu. Rozdíl nastává u posuvu v ose y, kdy je orientace posuvu v případě aplikovaného fixátoru opačná než u fyziologického stavu. V případě fyziologického stavu jsou hodnoty posuvu větší než s aplikovaným fixátorem.

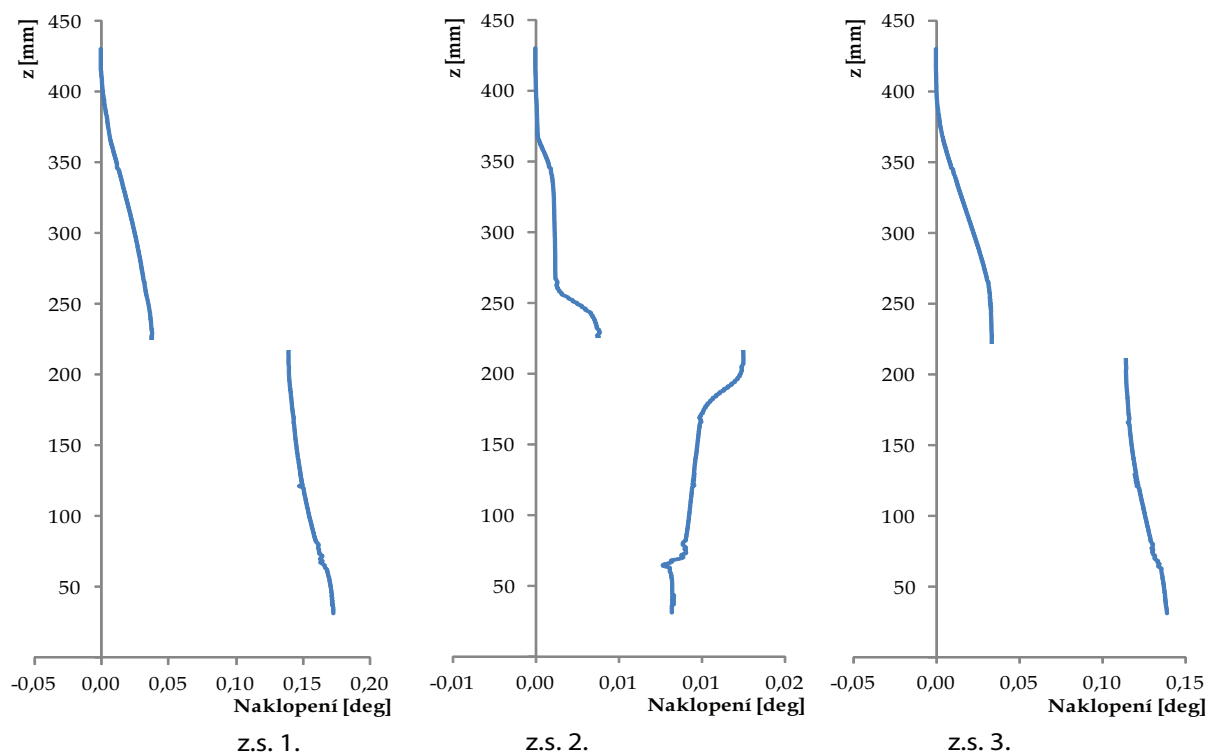


Obrázek 10.51: Fixátor 3b – porovnání posuvů střednice.

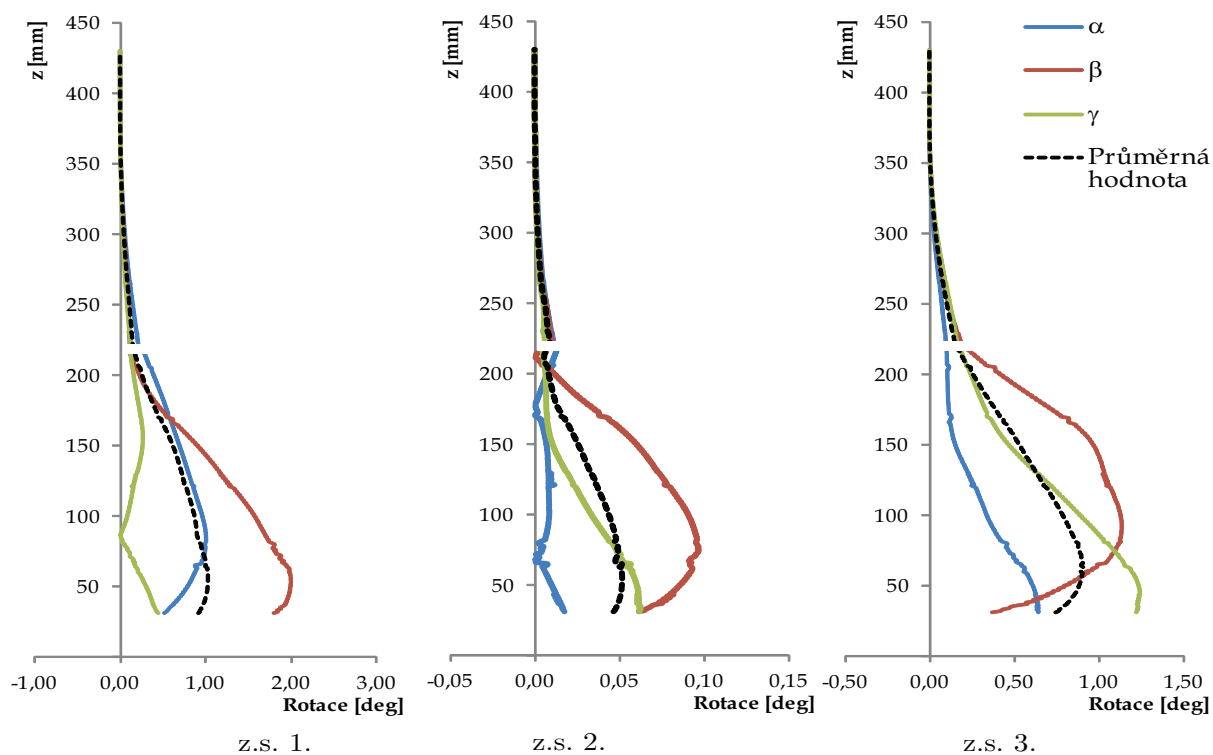
Průběh naklopení příčného průřezu, které je popsáno úhlem δ , je zobrazen na obrázku 10.52. Pro všechny zátěžné stavy je maximální velikost naklopení příčného průřezu nižší než u fyziologického stavu stejně jako u předchozí varianty fixátoru Fix. 3a.

Srovnání rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí u vrcholů A, B, C včetně průměrných hodnot rotace je na obrázku 10.53. Průběhy jsou ve všech zátěžných stavech téměř totožné jako u předchozí varianty Fix. 3a. V prvním a třetím stavu zatížení dochází k výraznější rotaci průřezu tibie než u druhého zátěžného stavu stejně jako u fyziologického stavu. Hodnoty jsou zhruba srovnatelné s hodnotami fyziologického stavu.

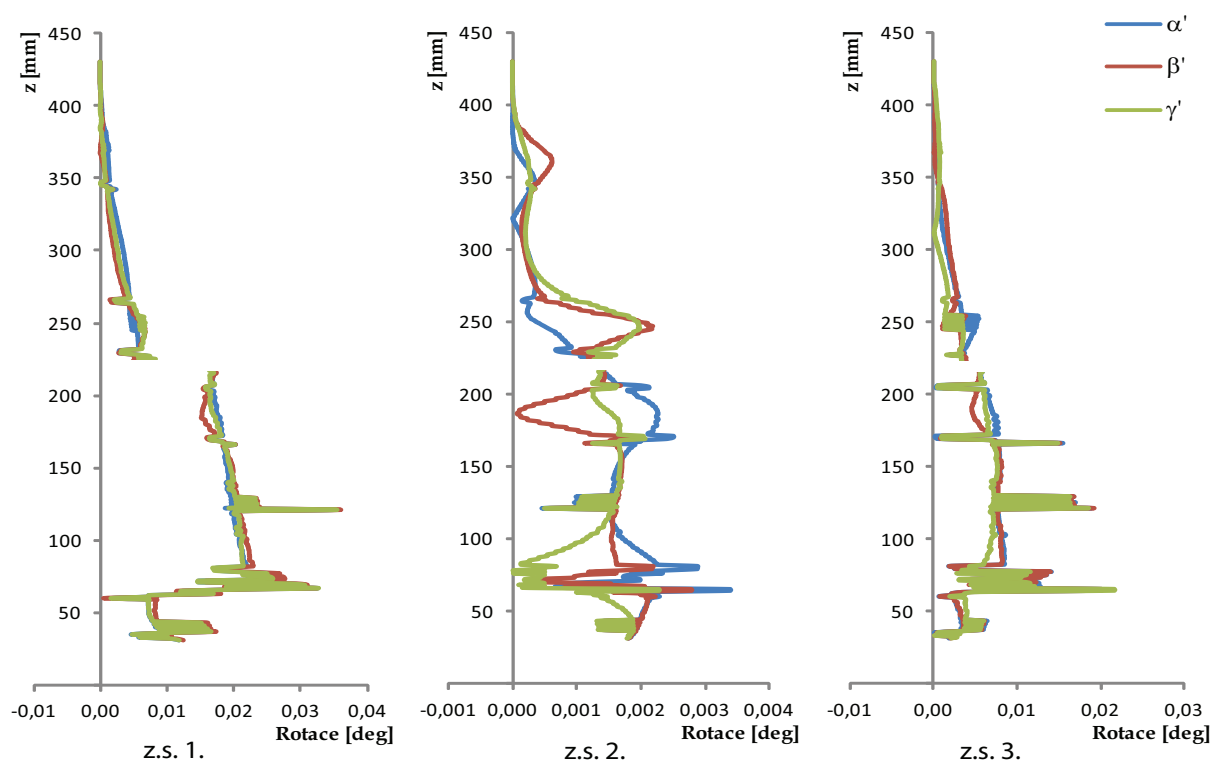
Obrázek 10.54 ukazuje srovnání rotace příčného průřezu kolem střednice u vrcholů A, B, C bez vlivu posunutí. Stejně jako u fyziologického stavu dosahují hodnoty příslušných úhlů ve všech zátěžných stavech velmi malých hodnot, které jsou pod rozlišovací úrovní modelu.



Obrázek 10.52: Fixátor 3b - porovnání naklopení.



Obrázek 10.53: Fixátor 3b - porovnání rotací.



Obrázek 10.54: Fixátor 3b - porovnání rotací bez vlivu posunutí.

10.4.6 Dvoustranný fixátor (Fix. 3c)

Fixátor ve variantě c) má dvojnásobný rozestup fixačních elementů ve srovnání s variantou a), tzn. že elementy jsou od sebe vzdáleny 80 mm.

Zátěžný stav 1

Při této variantě zatížení dochází k dominantnímu posuvu tibie ve směru osy y, stejně jako u předchozích dvou variant. Hodnota posuvu je $-0,6$ mm. Ve směru osy x dochází k posuvu o hodnotu $-0,1$ mm.

Průběhy naklopení příčného průřezu i rotace příčného průřezu kolem střednice jsou téměř totožné jako u předchozích dvou variant Fix. 3a a Fix. 3b, maximální hodnoty úhlů se liší pouze o desetiny stupně a jsou tedy stále menší než ve fyziologickém stavu.

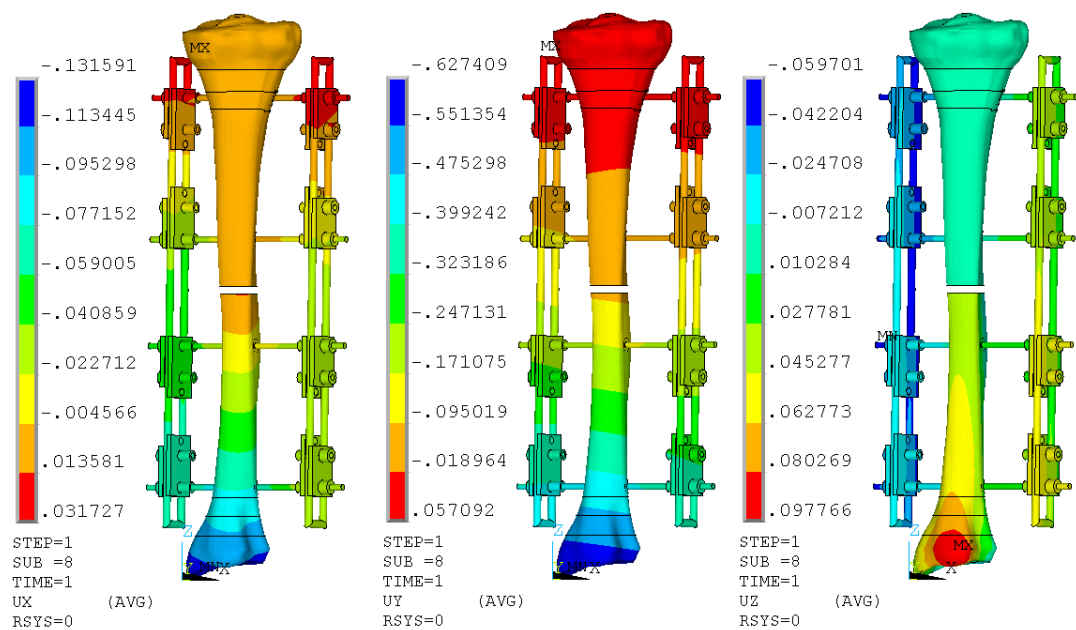
V okolí třetího fixačního drátu je hodnota prvního hlavního napětí maximální a dosahuje hodnoty 38 MPa. Hodnota maximálního třetího hlavního napětí je také v okolí třetího fixačního drátu a dosahuje hodnoty -25 MPa. Velikost redukovaného napětí dle podmínky HMM je na fixátoru 232 MPa.

Zátěžný stav 2

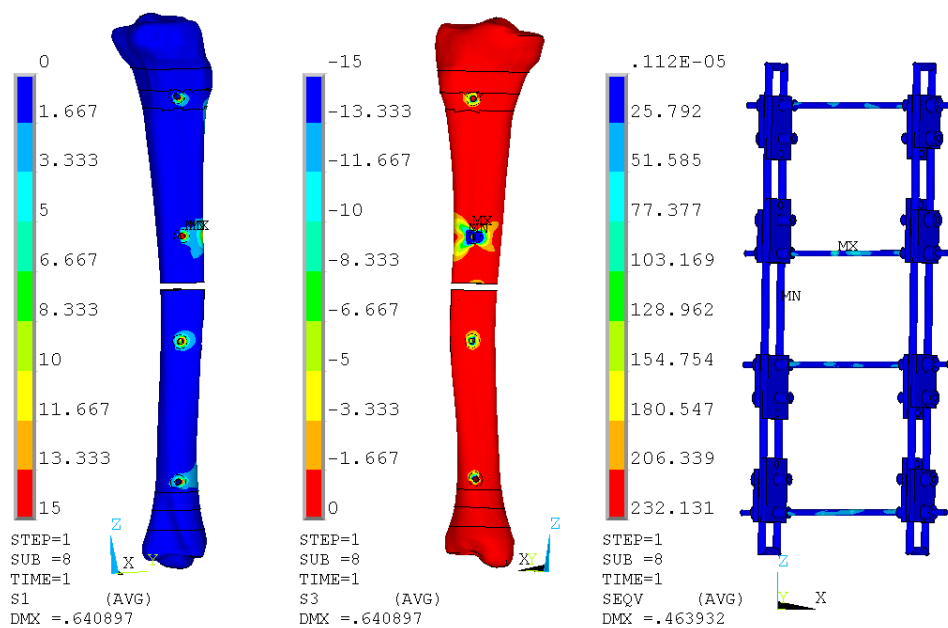
U této varianty dochází k dominantnímu posuvu v ose z. Velikost posuvu je řádek setin milimetru a proto je na naší rozlišovací úrovni zanedbatelná.

Velikosti všech úhlů popisujících naklopení i rotaci příčného průřezu jsou stejně jako tomu je u fyziologického stavu i u předchozích variant fixátorů Fix. 3a a Fix. 3b pod rozlišovací úrovní modelu (v řádek setin nebo tisícín stupňů).

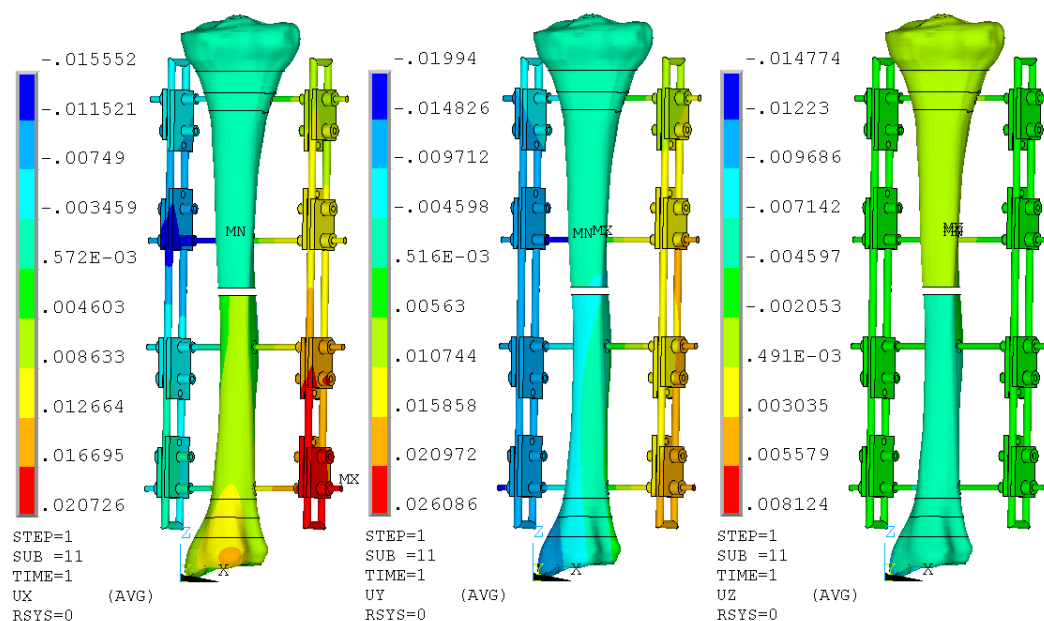
První hlavní napětí dosahuje maxima u třetího fixačního elementu a má velikost 20 MPa. Třetí hlavní napětí je rozloženo také u třetího fixačního elementu a dosahuje zde hodnoty -30 MPa. Na fixátoru dosahuje napětí podle podmínky HMM hodnoty 151 MPa.



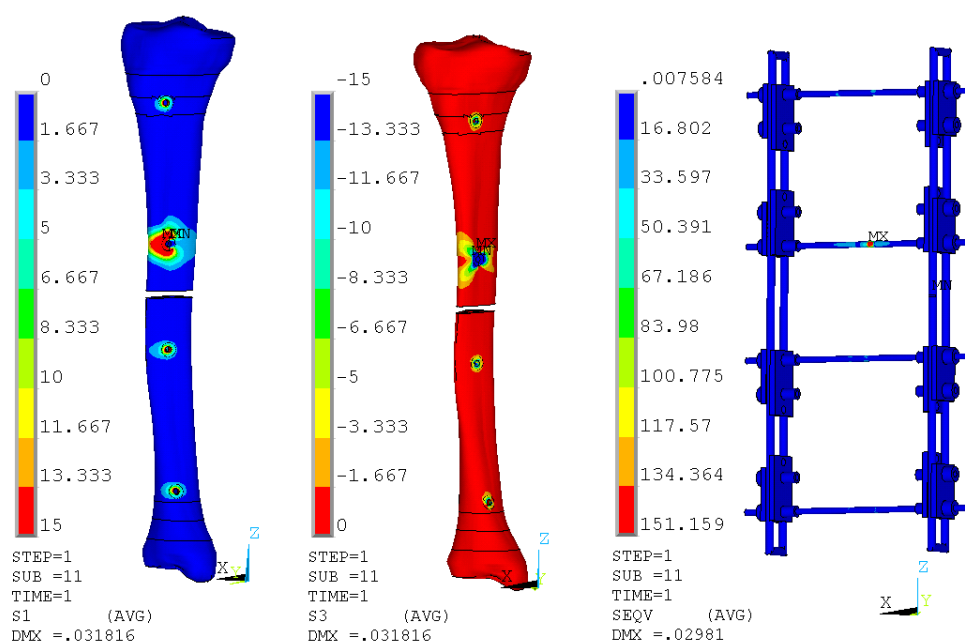
Obrázek 10.55: Fixátor 3c – posuvy Ux, Uy, Uz – zátěžný stav 1.



Obrázek 10.56: Fixátor 3c – napětí S1, S3, SEQV – zátěžný stav 1.



Obrázek 10.57: Fixátor 3c – posuvy U_x , U_y , U_z – zátěžný stav 2.



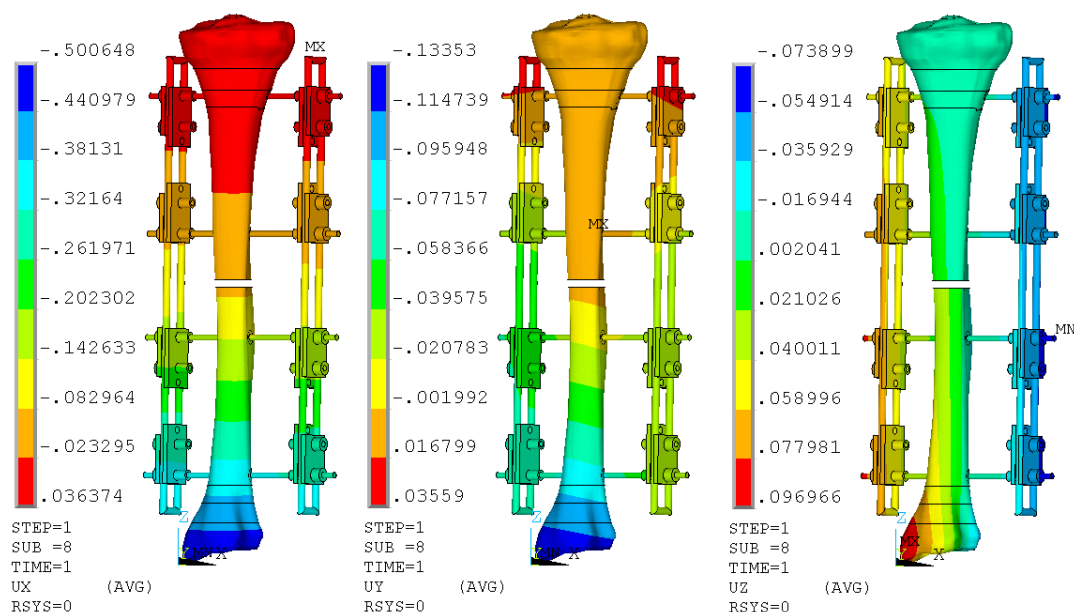
Obrázek 10.58: Fixátor 3c – napětí S_1 , S_3 , $SEQV$ – zátěžný stav 2.

Zátěžný stav 3

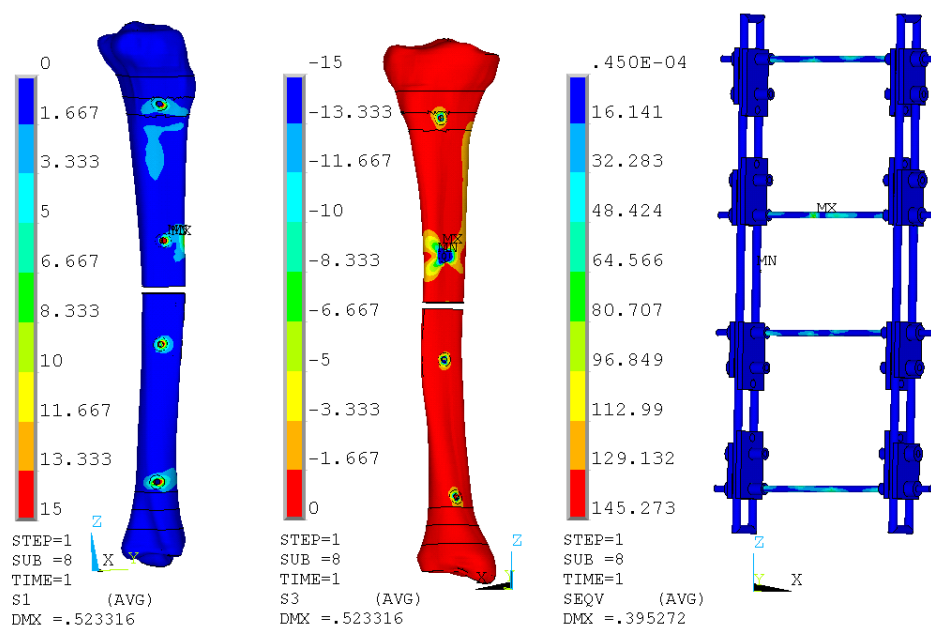
U této varianty zatížení dochází k dominantnímu posuvu v ose x. Hodnota posunutí je 0,4 mm. Druhý významný posuv nastává v ose y. Hodnota posuvu je zde 0,1 mm.

Průběh naklonění i rotace příčného průřezu je téměř totožný jako u předchozích dvou variant fixátoru (Fix. 3a a Fix. 3b) a hodnoty jsou tedy menší než ve fyziologickém stavu.

Tak jako v předchozích variantách je maximum prvního a třetího hlavního napětí v okolí třetího fixačního drátu. Maximální hodnota prvního hlavního napětí je 36 MPa, maximální hodnota třetího hlavního napětí je -32 MPa. Na fixátoru dosahuje napětí podle podmínky HMM hodnoty 145 MPa.



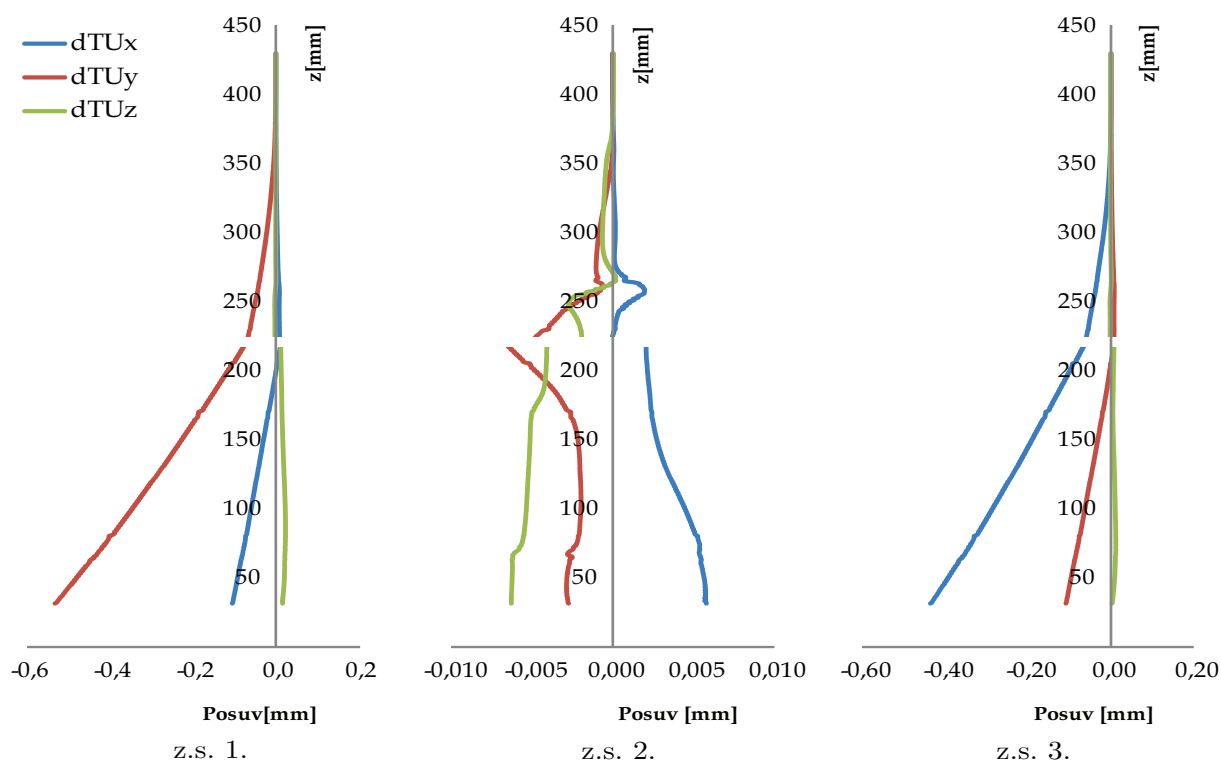
Obrázek 10.59: Fixátor 3c – posuvy Ux, Uy, Uz – zátěžný stav 3.



Obrázek 10.60: Fixátor 3c – napětí S1, S3, SEQV – zátěžný stav 3.

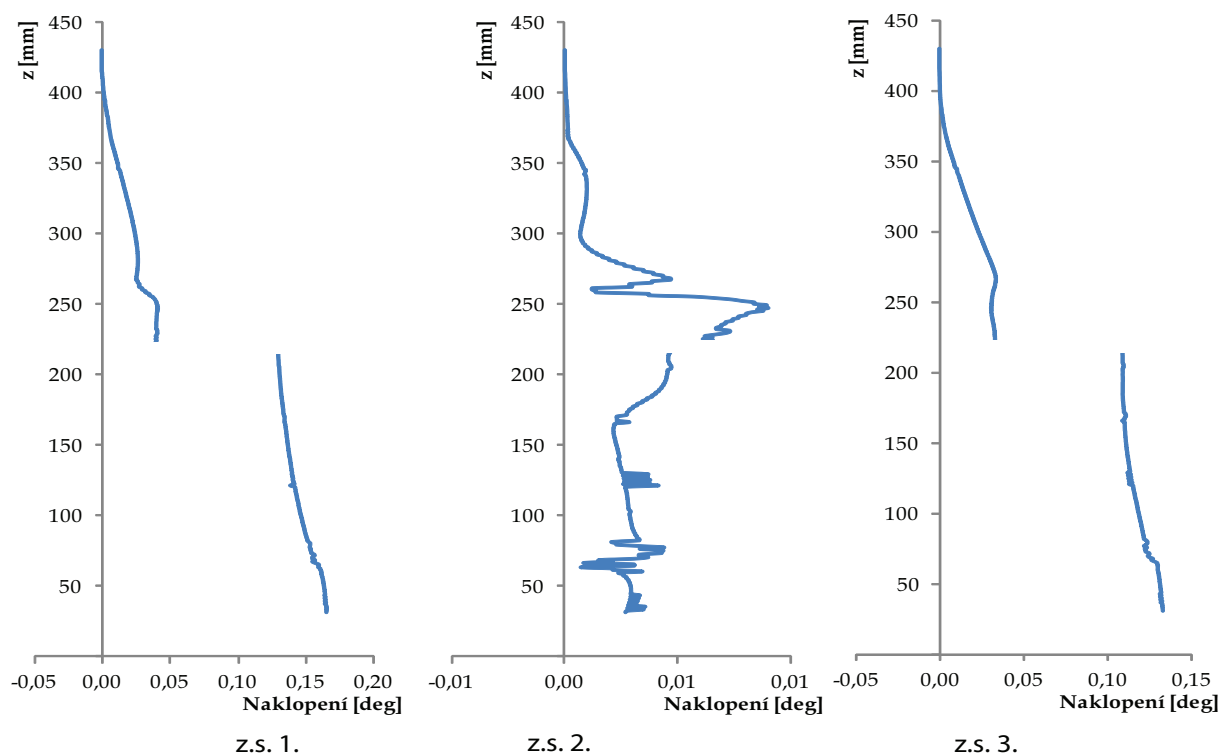
Shrnutí

Porovnáním posuvů (obr.10.61) zjistíme, že k maximálnímu posuvu střednice tibie dochází u prvního zátěžného stavu. Maximální hodnota posuvu v ose y je $-0,5$ mm, což je hodnota menší než v případě fyziologického stavu ($-0,8$ mm). Orientace posuvu střednice je v ose y stejná jako u fyziologického stavu. V případě posunutí střednice v ose x je oproti fyziologickému stavu orientace opačná. V případě druhého zátěžného stavu je dominantní posunutí ve směru osy x, tak jako u fyziologického stavu, ale velikost se pohybuje pouze v řádech setin milimetr. Orientace posunutí ve směru osy y je opačná oproti fyziologickému stavu. U třetího zátěžného stavu je maximální posuv střednice v ose x a dosahuje hodnoty $-0,4$ mm. Orientace posuvu v ose x je stejná jako u fyziologického stavu, rozdíl nastává u posuvu v ose y. V případě fyziologického stavu jsou hodnoty posuvu větší než s aplikovaným fixátorem.

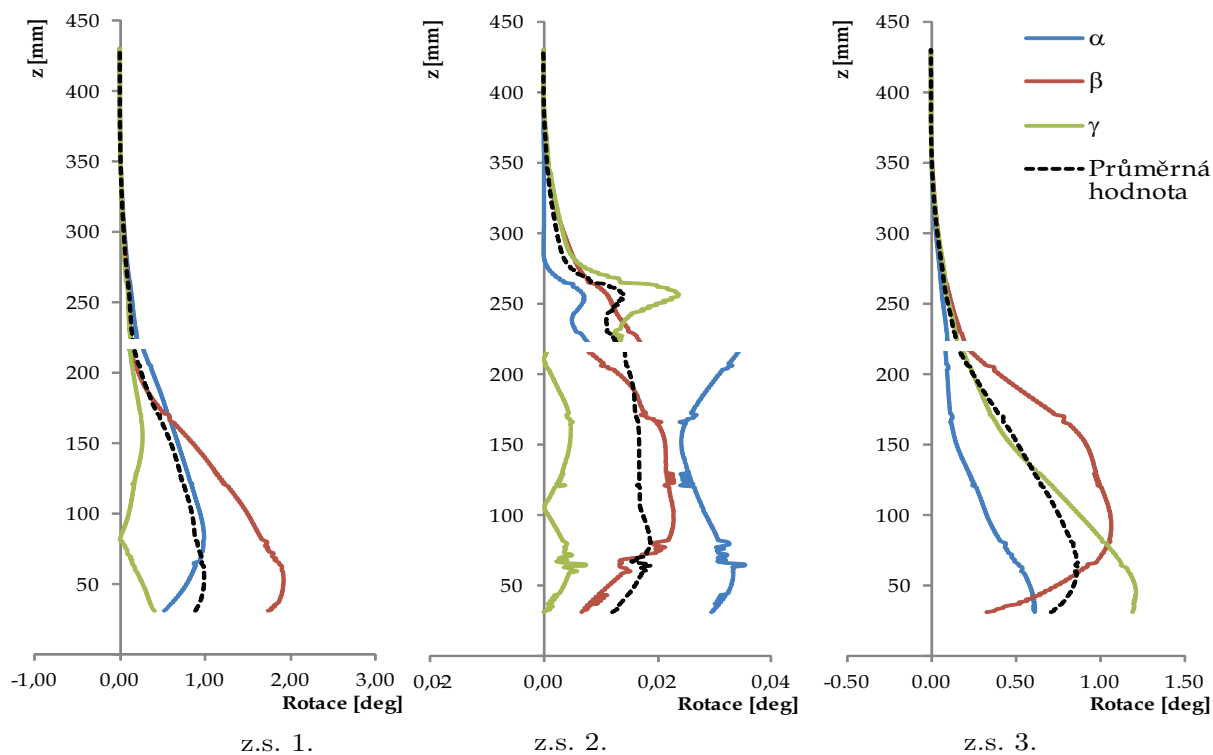


Obrázek 10.61: Fixátor 3c – porovnání posuvů střednice.

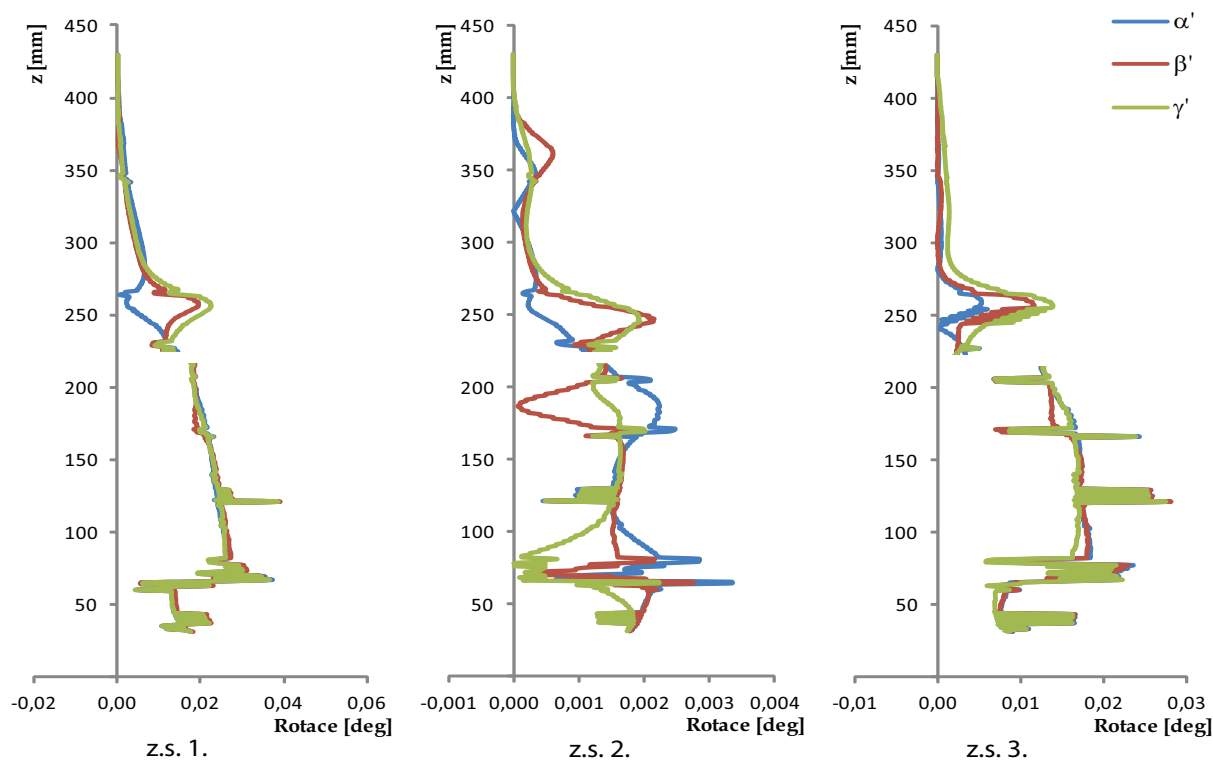
Pro všechny zátěžné stavy je maximální velikost naklonění příčného průřezu i jeho rotace menší než u fyziologického stavu (viz obrázky 10.62, 10.63 a 10.64) stejně jako u předchozích dvou variant fixátoru (Fix. 3a a Fix. 3b). Průběhy velikostí všech úhlů jsou s předchozími dvěma variantami téměř totožné.



Obrázek 10.62: Fixátor 3c - porovnání naklonění.



Obrázek 10.63: Fixátor 3c - porovnání rotací.



Obrázek 10.64: Fixátor 3c - porovnání rotací bez vlivu posunutí.

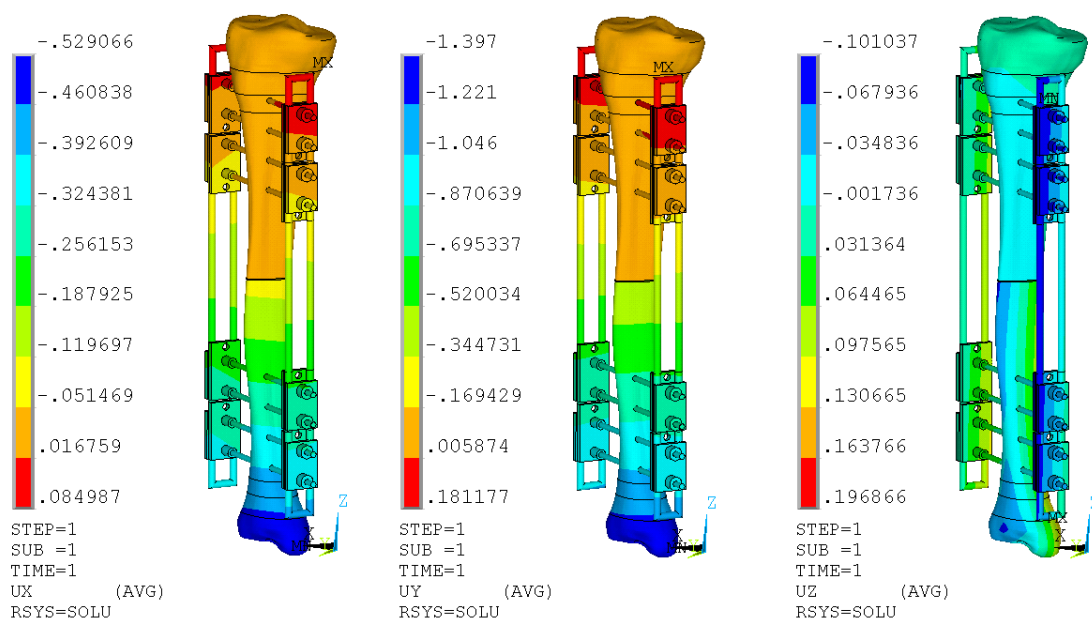
10.4.7 Dvoustranný fixátor – dlouhá varianta s 8 dráty (Fix. 4)

Fixátor v této variantě používá k fixaci končetiny osm drátů. Dráty jsou umístěny poblíž proximálního a distálního kondylu. Tato konfigurace fixátoru simuluje extrémní stav pro použití fixačních elementů.

Zátěžný stav 1

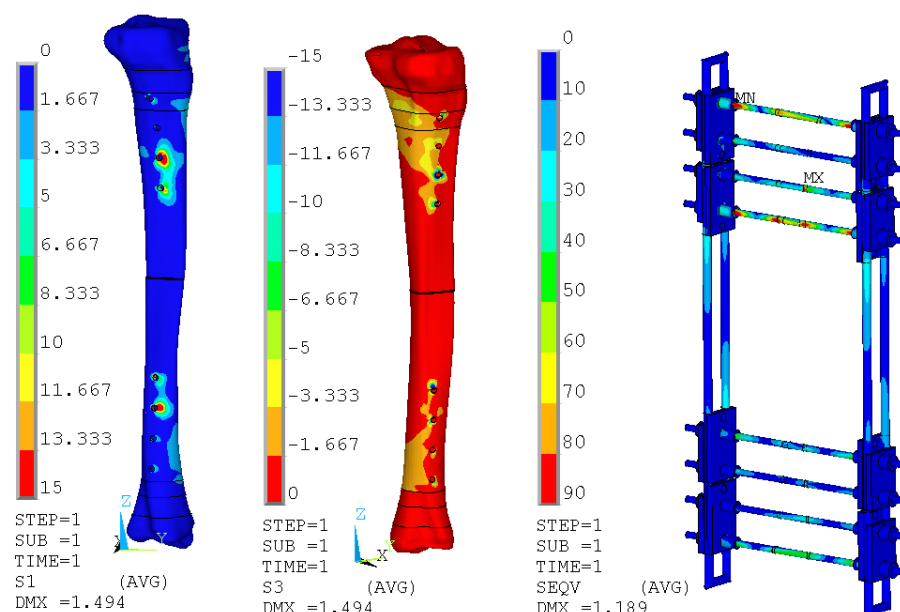
V tomto případě dochází k maximálnímu posuvu střednice ve směru osy y. Velikost posuvu odpovídá hodnotě $-1,3$ mm. Rozdíl oproti modelu tibie ve fyziologickém stavu je v tom, že posuvy ve směru osy x jsou opačné.

Maximální hodnota úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu je $0,3^\circ$, což je hodnota srovnatelná s fyziologickým stavem. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastává u bodu B, přičemž maximální velikost úhlu β zde činí $4,9^\circ$. Tato hodnota je téměř dvakrát větší než ve fyziologickém stavu. Zbylé dva úhly natočení α a γ dosahují maximálních velikostí $2,2^\circ$ a $1,4^\circ$, což jsou jen mírně vyšší hodnoty než u fyziologického stavu. Rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí je vzhledem k velikostem úhlů α' , β' a γ' pod rozlišovací úrovní modelu (viz obrázek 10.74).



Obrázek 10.65: Fixátor 4 – posuvy U_x , U_y , U_z – zátěžný stav 1.

Rozložení prvního hlavního napětí naznačuje, že napětí je koncentrováno v okolí třetího, čtvrtého a šestého fixačního drátu (počítáno od proximálního kondylu). Maximální hodnota napětí S1 je 35 MPa. Na obrázku 10.66 je zobrazena škála od 0 do 15 MPa z důvodu zobrazení rozložení napětí v okolí drátů a kostní tkáně. V případě třetího hlavního napětí je jeho maximální hodnota dosažena na třetím fixačním drátu a má velikost -30 MPa. Maximální velikost redukovaného napětí na fixátoru je přibližně 90 MPa. Tato hodnota je na fixačních drátech.

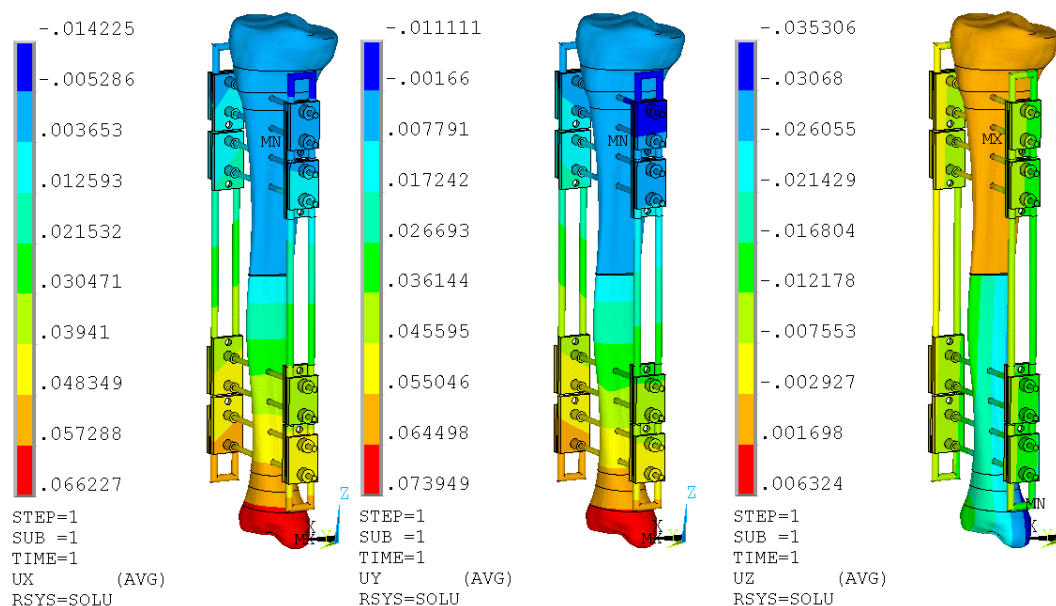


Obrázek 10.66: Fixátor 4 – napětí S1, S3, SEQV – zátěžný stav 1.

Zátěžný stav 2

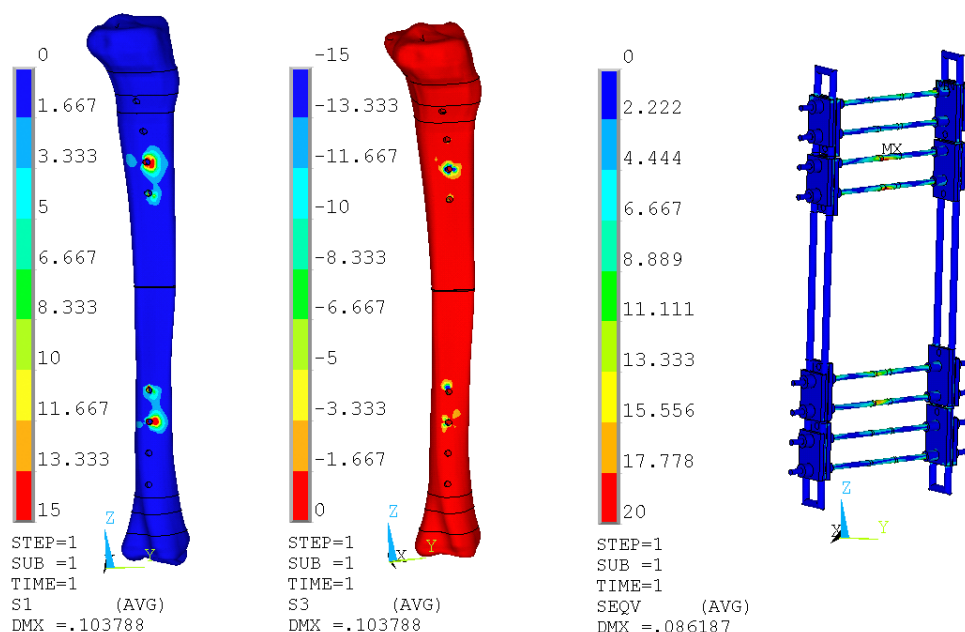
Posuvy střednice kosti ve směru osy x a y jsou v tomto případě zatížení téměř totožné. Rozdíl oproti zdravé kostní tkáni nastává ve směru posuvu střednice v ose y.

Hodnoty úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu stejně jako hodnoty úhlů popisujících rotaci příčného průřezu kolem střednice bez vlivu posunutí jsou zde tak jako ve fyziologickém stavu pod rozlišovací úrovní modelu (v řádech setin stupňů, resp. tisícín stupňů). Úhel popisující rotaci příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí u bodu A je také srovnatelný s fyziologickým stavem, nabývá totiž také zanedbatelných hodnot. Maximální hodnoty úhlů popisujících rotaci u bodů B a C jsou ale o řád větší než ve fyziologickém stavu ($\beta = 0,3^\circ$ a $\gamma = 0,2^\circ$).



Obrázek 10.67: Fixátor 4 – posuvy Ux, Uy, Uz – zátěžný stav 2.

Ve stavu, kdy je končetina ve svislém visu s aplikovaným fixátorem, dochází ke koncentraci prvního a třetího hlavního napětí v okolí třetího a šestého fixačního drátu. Maximální velikost prvního hlavního napětí je 33 MPa a maximální velikost třetího hlavního napětí je -20 MPa. Na rámu fixátoru je maximální velikost redukovaného napětí 20 MPa a to na fixačních drátech.



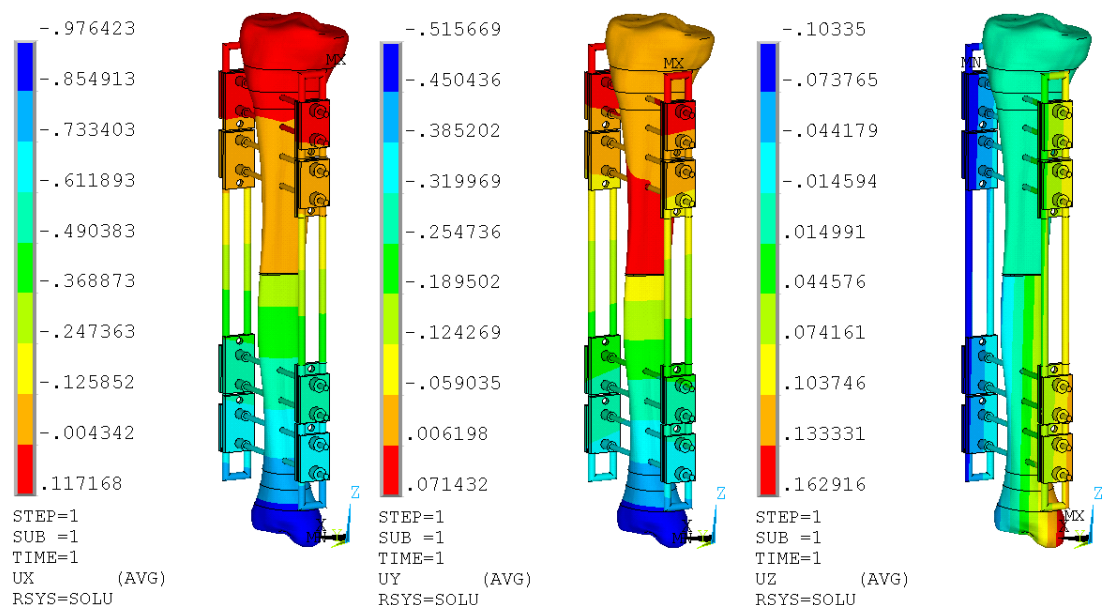
Obrázek 10.68: Fixátor 4 – napětí S1, S3, SEQV – zátěžný stav 2.

Zátěžný stav 3

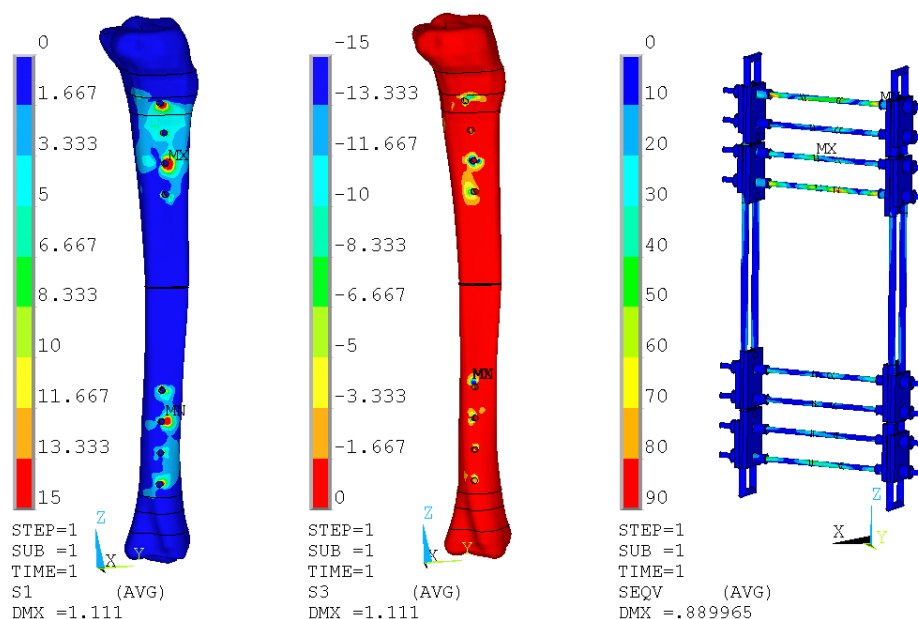
V tomto případě dochází při zatížení k rozdílu posuvu ve směru osy x. Ve fyziologickém směru je posuv kladný, kdežto s aplikovaným fixátorem je záporný. Maximální velikost posuvu distální části kondylu je v tomto případě -1 mm.

Maximální hodnota úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu je $0,2^\circ$, což je hodnota srovnatelná s fyziologickým stavem. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastává u bodů B a C, přičemž maximální velikosti příslušných úhlů jsou $\beta = 3,1^\circ$ a $\gamma = 2,4^\circ$. U bodu B je hodnota úhlu více než dvakrát vyšší, zatímco u bodu C je hodnota úhlu srovnatelná s fyziologickým stavem. Stejně jako v ostatních zátěžných stavech je rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí zanedbatelná vzhledem k rozlišovací úrovni modelu.

Z pohledu rozložení napětí zde dochází ke kumulaci napětí v oblasti prvního, třetího, šestého a osmého vstupu fixačního drátu do kosti. Maximální velikost prvního hlavního napětí je 51 MPa. U třetího hlavního napětí dochází ke kumulaci napětí v oblasti prvního, třetího, čtvrtého, pátého a šestého fixačního drátu. Maximum je poté v oblasti pátého fixačního drátu a dosahuje hodnoty -31 MPa. Nejzatíženějšími prvky fixátoru jsou v tomto případě fixační dráty. Redukované napětí zde dosahuje hodnoty 90 MPa.



Obrázek 10.69: Fixátor 4 – posuvy Ux, Uy, Uz – zátěžný stav 3.

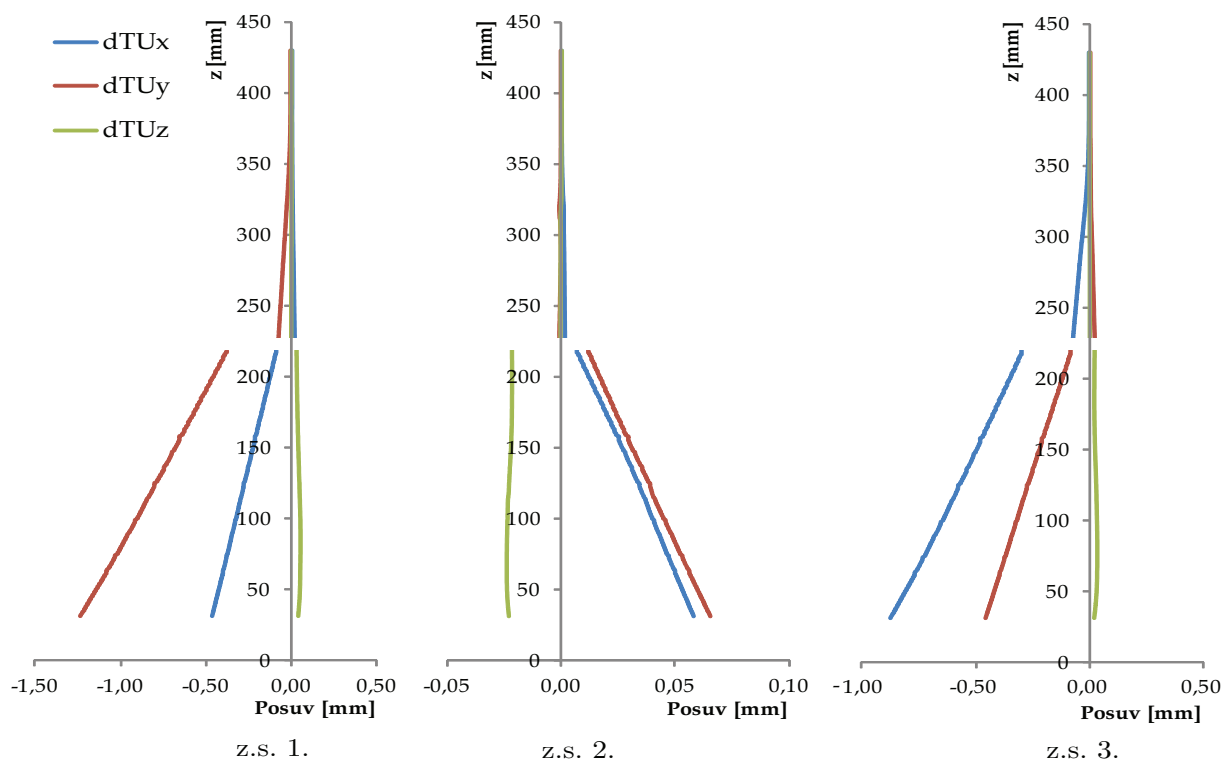


Obrázek 10.70: Fixátor 4 – napětí S1, S3, SEQV – zátěžný stav 3.

Shrnutí

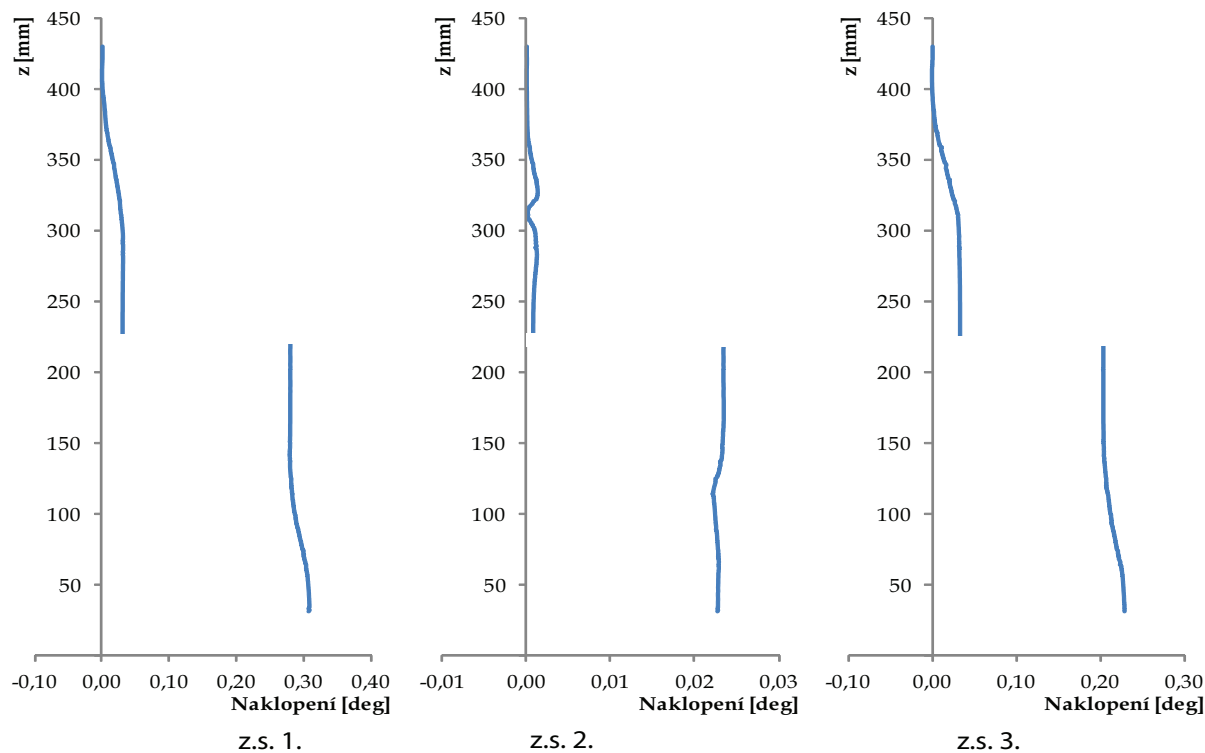
Na obrázku 10.71 jsou vyneseny hodnoty posuvů střednice kosti v jednotlivých osách. U zátěžného stavu 1 dochází ke změně orientace posuvů ve směru osy x. Tento jev nastává i u předchozích typů fixátorů. U zátěžného stavu 2 dochází ke změně posuvů ve směru osy y oproti fyziologickému stavu. V případě zátěžného stavu 3 je zde zřejmý rozdíl oproti fyziologickému stavu a to ten, že soustava s aplikovaným fixátorem se deformuje v ose x v kladném směru a model fyziologického stavu ve směru opačném.

Průběh naklonění příčného průřezu, které je popsáno úhlem δ , je zobrazen na obrázku 10.72. V případě prvního a třetího stavu zatížení dochází k výraznějšímu naklonění průřezu tibie než u druhého zátěžného stavu, což je v souladu s výsledky pro fyziologický stav. Maximální hodnoty



Obrázek 10.71: Fixátor 4 – porovnání posuvů střednice.

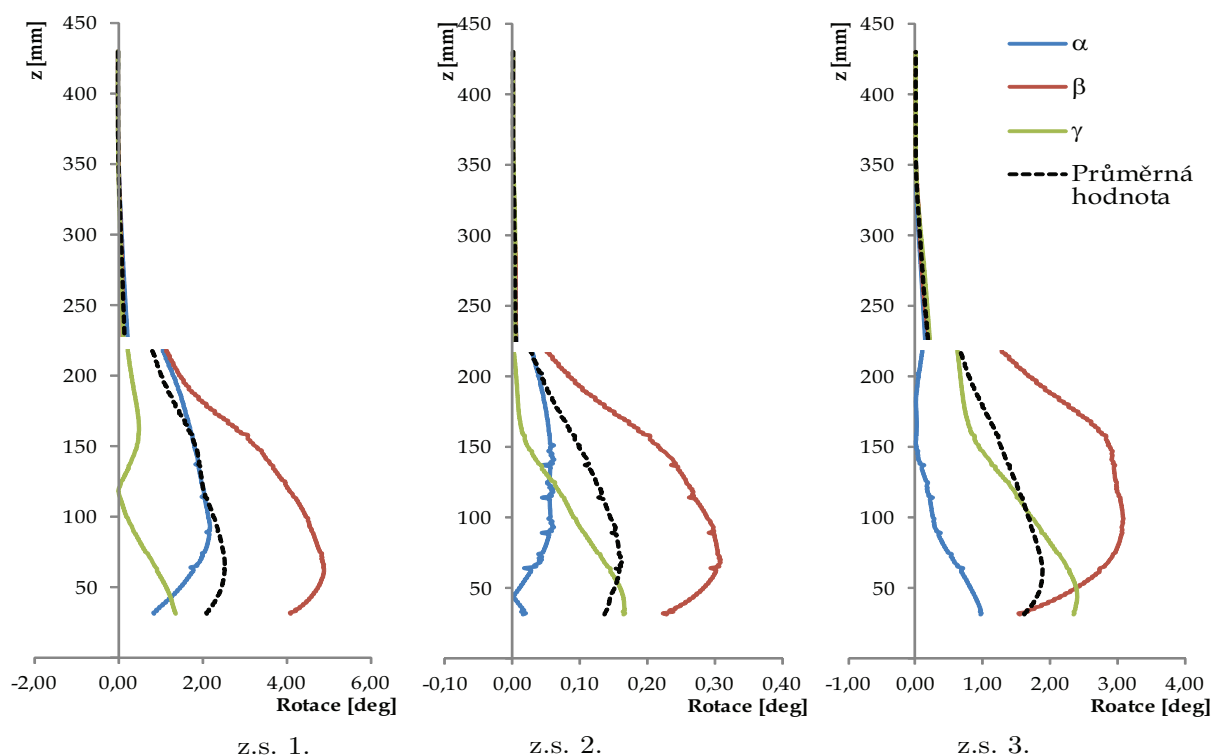
úhlu δ pro první, resp. třetí zatěžný stav nabývají hodnot $0,3^\circ$, resp. $0,2^\circ$, zatímco u druhého zatěžného stavu jsou hodnoty v řádu setin stupňů a jsou tedy pod rozlišovací úrovní modelu. Všechny hodnoty jsou srovnatelné s hodnotami ve fyziologickém stavu.



Obrázek 10.72: Fixátor 4 - porovnání naklonění.

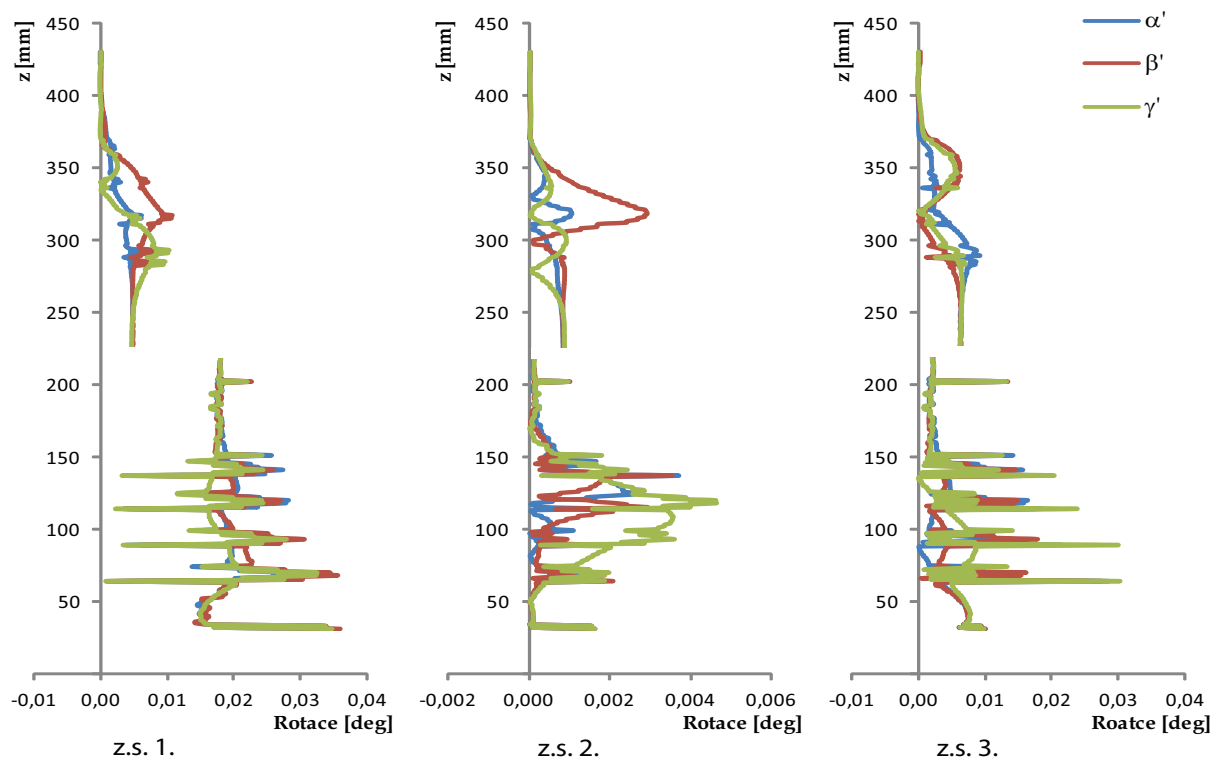
Obrázek 10.73 ukazuje srovnání rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí u bodů A, B, C včetně průměrných hodnot rotace. V prvním a třetím stavu zatížení dochází k výraznější rotaci průřezu tibie než u druhého zatěžného stavu stejně jako u fyziolo-

gického stavu. U prvního i třetího zátěžného stavu dominuje rotace u bodu B s maximálními velikostmi úhlu $4,9^\circ$ a $3,1^\circ$, což jsou hodnoty zhruba dvakrát větší než ve fyziologickém stavu.



Obrázek 10.73: Fixátor 4 - porovnání rotací.

Na obrázku 10.74 je srovnání rotace příčného průřezu kolem střednice u vrcholů A, B, C bez vlivu posunutí. Ve všech zátěžných stavech dosahují hodnoty příslušných úhlů velmi malých hodnot, které jsou pod rozlišovací úrovní modelu.



Obrázek 10.74: Fixátor 4 - porovnání rotací bez vlivu posunutí.

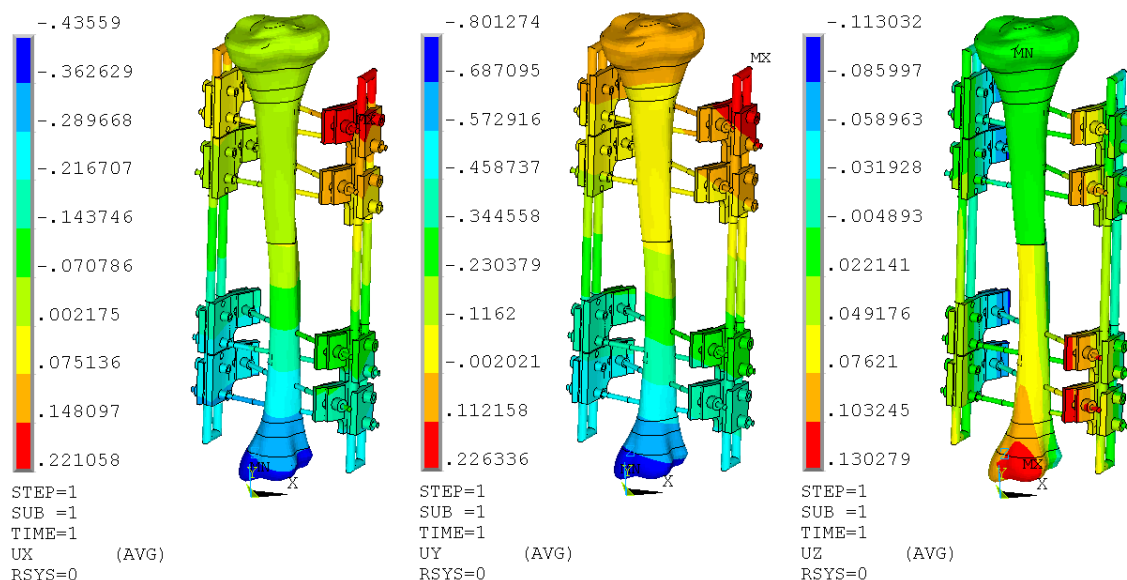
10.4.8 Dvoustranný fixátor – varianta se zkříženými dráty (Fix. 5)

V této variantě fixátoru se fixační dráty uprostřed kostní tkáně kříží. Konfigurace fixátoru je obdobná jako u předchozí varianty. Je zde použito osm fixačních drátů, které jsou umístěny v oblastech okolo kondylů.

Zátěžný stav 1

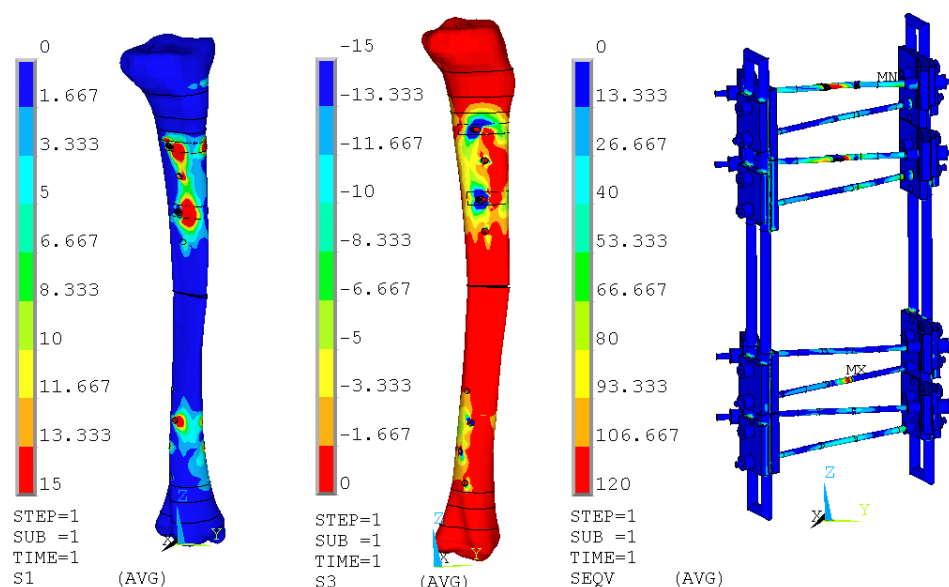
U tohoto typu zatížení dochází k maximálnímu posuvu distálního kondylu ve směru osy y, přičemž maximální posuv činí $-0,7$ mm. Rozdíl oproti fyziologickému stavu je ve směru posuvů v ose x. Naproti tomu nejmenší posuvy vznikají v ose z, což je svislá osa.

Úhel δ popisující naklopení příčného průřezu je $0,25^\circ$, což je stejná hodnota jako ve fyziologickém stavu. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastává u bodu B, přičemž maximální velikost úhlu β zde činí $2,8^\circ$ a je tedy srovnatelná s fyziologickým stavem. Rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí je vzhledem k velikostem odpovídajících úhlů pod rozlišovací úrovní modelu (viz obrázek 10.84).



Obrázek 10.75: Fixátor 5 – posuvy Ux, Uy, Uz – zátěžný stav 1.

Rozložení vyšších hodnot prvního hlavního napětí je v tomto případě koncentrováno v okolí prvního, třetího, šestého a sedmého fixačního drátu. Maximální velikost napětí je 65 MPa. V případě rozložení třetího hlavního napětí je situace obdobná. Maxima jsou koncentrována okolo prvního, třetího, šestého a sedmého otvoru pro fixační drát. V těchto místech je dosaženo až hodnoty -24 MPa. Zaměříme-li se na napětí na fixátoru, dosahuje zde maximální hodnota redukovaného napětí velikosti okolo 120 MPa. Toto napětí se vyskytuje jako ve všech předchozích případech také na fixačních drátech.

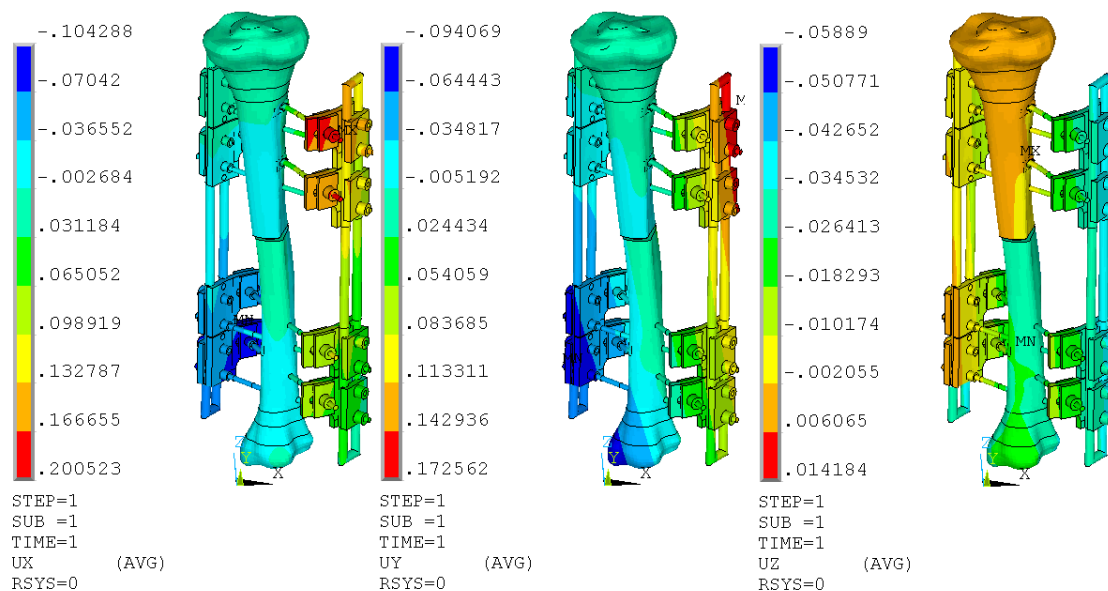


Obrázek 10.76: Fixátor 5 – napětí S1, S3, SEQV – zátěžný stav 1.

Zátěžný stav 2

V tomto případě dochází k dominantním posuvům ve směru osy z, jak je patrné z obrázku 10.77.

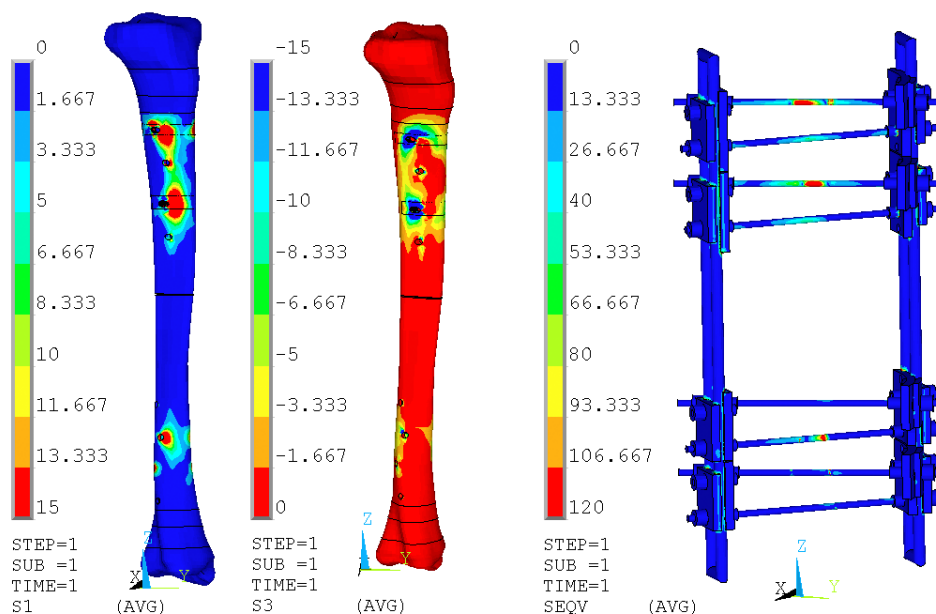
Velikosti úhlů popisujících naklopení příčného průřezu i rotaci příčného průřezu kolem střednice jsou stejně jako ve fyziologickém stavu pod rozlišovací úrovní modelu (v řádech setin stupňů).



Obrázek 10.77: Fixátor 5 – posuvy Ux, Uy, Uz – zátěžný stav 2.

Pokud se zaměříme na rozložení napětí, výrazně vyšší hodnoty napětí oproti zbytku modelu tibie se vyskytují v okolí prvního, třetího, šestého a sedmého fixačního drátu. Maximální velikost je 17 MPa. Rozložení maximálních hodnot třetího hlavního napětí je obdobné jako v předchozích případech. Své maxima má v okolí prvního, třetího a šestého fixačního drátu a dosahuje hodnoty

–14 MPa. Velikost redukovaného napětí dle podmínky HMH, které je na fixátoru v oblasti fixačních drátů, dosahuje hodnoty okolo 120 MPa.



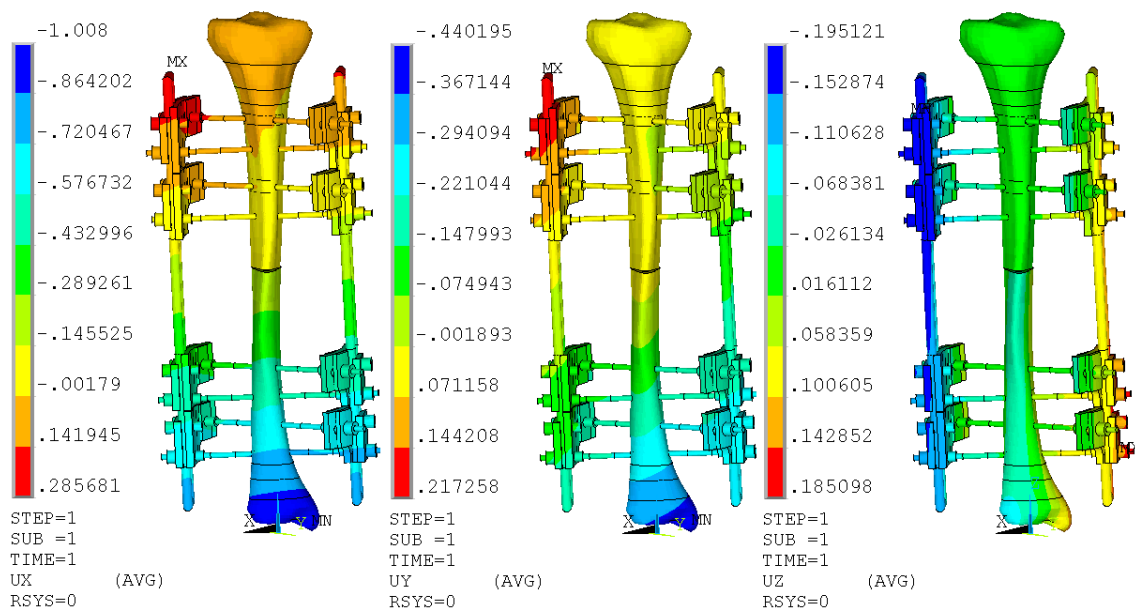
Obrázek 10.78: Fixátor 5 – napětí S1, S3, SEQV – zátěžný stav 2.

Zátěžný stav 3

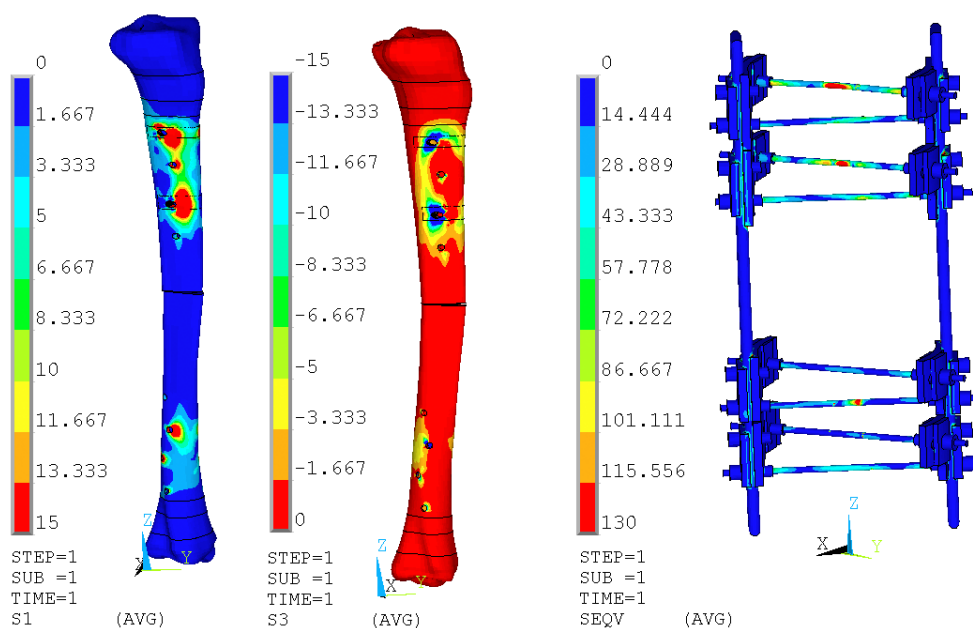
Model soustavy fixátor – kost v tomto případě zatížení vykazuje změnu posuvu střednice kosti oproti fyziologickému stavu ve směru osy x. Maximální velikost posuvu je zde $-0,9$ mm. Ve fyziologickém stavu jsou posuvy v záporném směru osy x, kdežto u soustavy fixátor – kost je tomu naopak.

Maximální hodnota úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu je $0,3^\circ$, což je hodnota stejná jako v případě fyziologického stavu. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastává u bodů B a C, přičemž maximální velikosti příslušných úhlů jsou $\beta = \gamma = 2,8^\circ$. V případě bodu C je tato hodnota srovnatelná s fyziologickým stavem, pro bod B je úhel větší než ve fyziologickém stavu. Rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí je stejně jako v ostatních zátěžných stavech zanedbatelná vzhledem k rozlišovací úrovni modelu.

Rozložení napětí na kosti je zobrazeno na obrázku 10.80. Z obrázku je patrné, že rozložení vyšších hodnot napětí je v okolí fixačních drátů. Maximální velikost prvního hlavního napětí je 34 MPa. V případě třetího hlavního napětí má maximální napětí velikost -20 MPa. Na rámu fixátoru je maximální velikost redukovaného napětí okolo 130 MPa.



Obrázek 10.79: Fixátor 5 – posuvy Ux, Uy, Uz – zátěžný stav 3.

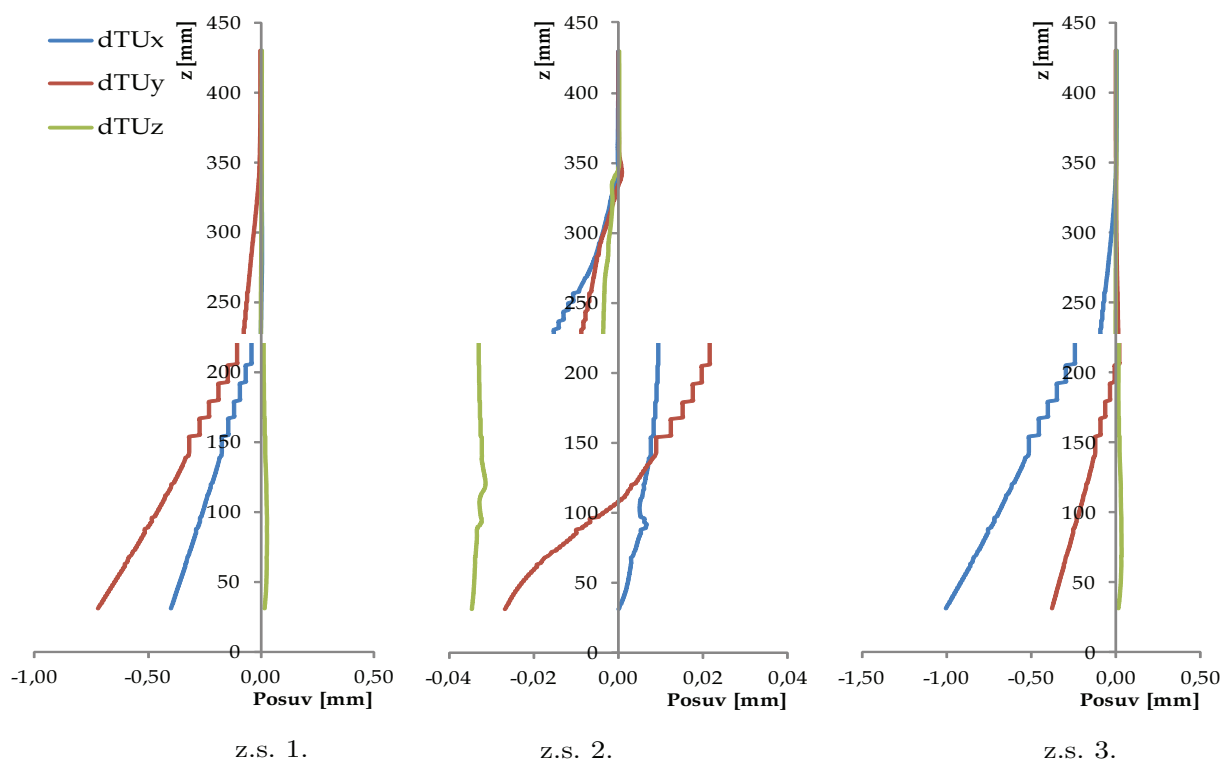


Obrázek 10.80: Fixátor 5 – napětí S1, S3, SEQV – zátěžný stav 3.

Shrnutí

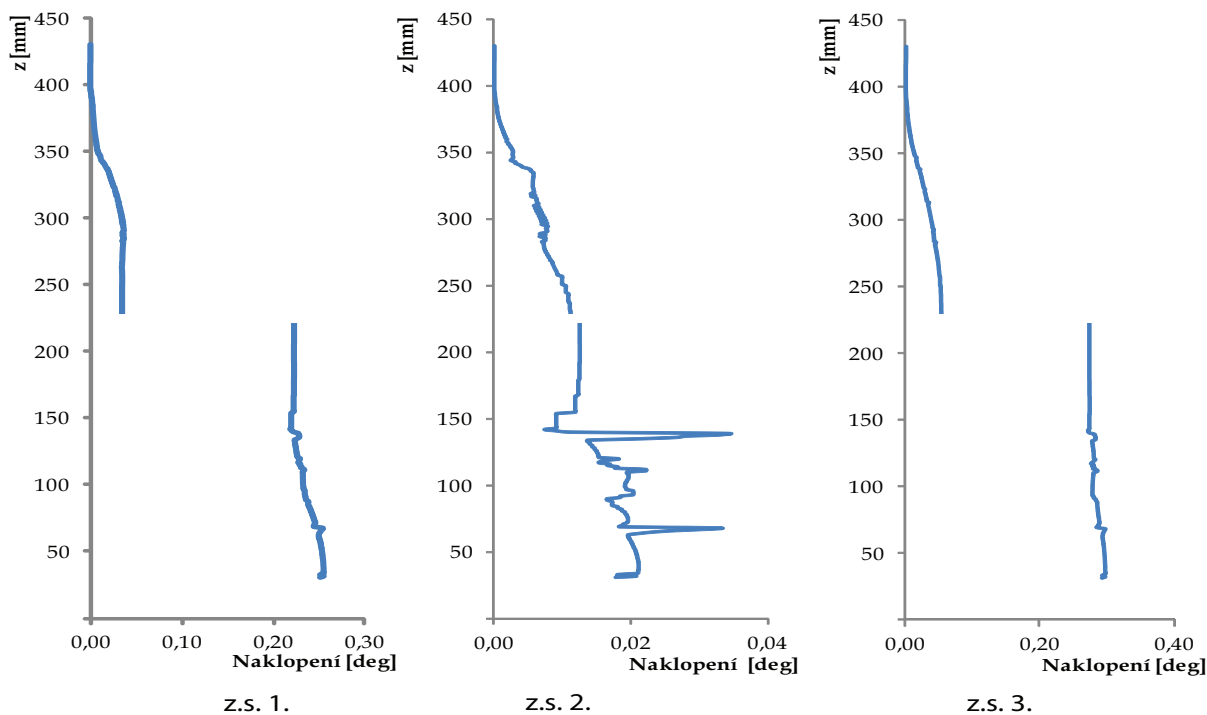
Na obrázku 10.81 jsou zobrazeny posuvy střednice tibie s aplikovaným fixátorem. U prvního zátěžného stavu dochází k největšímu rozdílu mezi modelem tibie a modelem s aplikovaným fixátorem v posuvech v ose x. V případě druhého zátěžného stavu dochází k největší změně oproti fyziologickému stavu v posuvu v ose x narozdíl od ostatních řešených modelů, kde dochází k největším změnám v ose y. U třetího zátěžného stavu dochází k největšímu rozdílu v ose x stejně jako u všech předchozích variant fixátorů.

Obrázek 10.82 ukazuje průběh naklonění příčného průřezu, které je popsáno úhlem δ . V případě prvního a třetího stavu zatížení dochází k výraznějšímu naklonění průřezu tibie než u druhého zátěžného stavu, což je v souladu s výsledky pro fyziologický stav. Maximální hodnoty



Obrázek 10.81: Fixátor 5 – porovnání posuvů střednice.

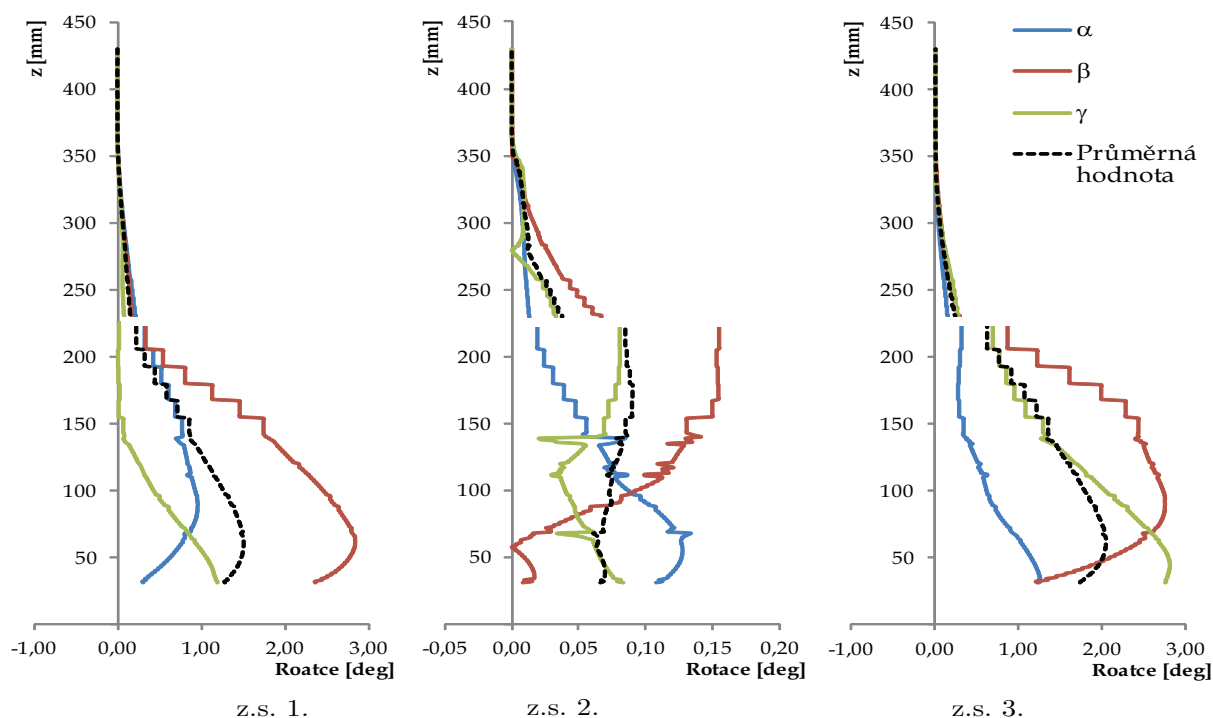
úhlu δ pro první, resp. třetí zatěžný stav nabývají hodnot $0,25^\circ$, resp. $0,3^\circ$, a jsou tedy stejné jako v případě fyziologického stavu. Zatímco u druhého zatěžného stavu jsou hodnoty v řádu setin stupňů a jsou tedy pod rozlišovací úrovní modelu stejně jako u fyziologického stavu.



Obrázek 10.82: Fixátor 5 - porovnání naklonění.

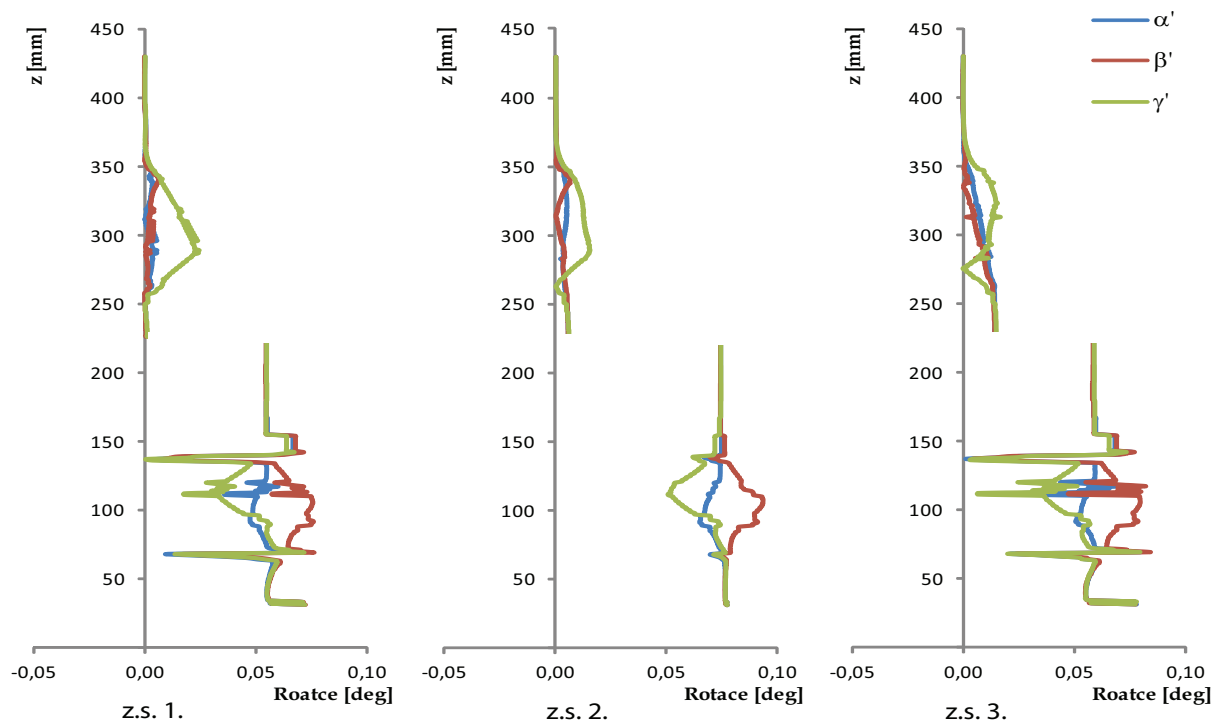
Srovnání rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí u vrcholů A, B, C včetně průměrných hodnot rotace je na obrázku 10.83. V prvním a třetím stavu zatížení dochází k výraznější rotaci průřezu tibie než u druhého zatěžného stavu stejně jako u fyziologického stavu. U prvního i třetího zatěžného stavu dominuje rotace u bodu B s maximální

velikostí úhlu $\beta = 2,8^\circ$. Tato hodnota je srovnatelná, resp. více než dvakrát vyšší než v případě fyziologického stavu.



Obrázek 10.83: Fixátor 5 - porovnání rotací.

Obrázek 10.84 ukazuje srovnání rotace příčného průřezu kolem střednice u vrcholů A, B, C bez vlivu posunutí. Stejně jako u fyziologického stavu dosahují hodnoty příslušných úhlů ve všech zátěžných stavech velmi malých hodnot, které jsou pod rozlišovací úroveň modelu.



Obrázek 10.84: Fixátor 5 - porovnání rotací bez vlivu posunutí.

	Fyziologický stav			Fix. 1			Fix. 2			Fix. 3a			Fix. 3b			Fix. 3c			Fix. 4			Fix. 5			
	$\Gamma_{s,z}$	$\zeta_{s,z}$	$\varpi_{s,z}$	$\Gamma_{s,z}$	$\zeta_{s,z}$	$\varpi_{s,z}$	$\Gamma_{s,z}$	$\zeta_{s,z}$	$\varpi_{s,z}$	$\Gamma_{s,z}$	$\zeta_{s,z}$	$\varpi_{s,z}$	$\Gamma_{s,z}$	$\zeta_{s,z}$	$\varpi_{s,z}$	$\Gamma_{s,z}$	$\zeta_{s,z}$	$\varpi_{s,z}$	$\Gamma_{s,z}$	$\zeta_{s,z}$	$\varpi_{s,z}$	$\Gamma_{s,z}$	$\zeta_{s,z}$	$\varpi_{s,z}$	
dTU _x [mm]	0,3	–	-1,0	-0,7	0,1	-2,1	-2,4	0,2	-2,8	-0,2	–	-0,5	-0,1	–	-0,5	-0,1	–	-0,5	-0,5	–	-0,9	-0,4	–	-1,0	
dTU _y [mm]	-0,8	–	0,3	-3,1	–	-0,7	-4,6	0,2	-2,4	-0,6	–	-0,2	-0,6	–	-0,1	-0,6	–	-0,1	-0,6	-1,3	–	-0,5	-0,7	–	-0,4
dTU _z [mm]	–	–	–	0,1	–	–	0,2	–	0,2	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	
S1 [MPa]	3,7	0,3	4,6	33	0,9	15	38	3,0	35	32	30	36	33	31	36	38	20	36	35	33	51	65	17	34	
S3 [MPa]	-4,7	-0,1	-5,0	-27	-0,5	-6,5	-21	-2,7	-63	-37	-36	-34	-22	-28	-32	-25	-30	-32	-30	-20	-31	-24	-14	-20	
SEQV [MPa]				130	23	125	150	35	152	89	73	82	96	80	103	232	151	145	90	20	90	120	120	130	
α [°]	1,9	–	2,1	5,4	0,1	2,8	8,4	0,2	2,0	1,0	–	0,6	1,0	–	0,6	1,0	–	0,6	2,2	–	1,0	1,0	0,1	1,3	
β [°]	2,5	–	1,2	10,4	0,2	5,0	18,4	0,9	12,0	2,2	0,1	1,3	2,0	0,1	1,1	1,9	0,1	1,1	4,9	0,3	3,1	2,8	0,2	2,8	
γ [°]	1,0	–	2,5	2,2	0,3	5,4	5,9	0,5	7,0	0,5	–	1,3	0,4	–	1,3	0,4	–	1,2	1,4	0,2	2,4	1,2	–	2,8	
δ [°]	0,3	–	0,3	0,9	–	0,6	1,0	–	0,7	0,2	–	0,1	0,2	–	0,1	0,2	–	0,1	0,3	0,2	0,3	–	–	0,3	

Symbol – znamená, že hodnota je v řádu setin, a proto je vzhledem k rozlišovací úrovni modelu zanedbatelná. Zvýrazněny jsou maximální hodnoty (v absolutní hodnotě) v jednotlivých zátěžných stavech.

Tabulka 10.1: Výsledky analýzy tibie bez fixátoru a se všemi variantami studovaných fixátorů.

10.4.9 Porovnání krátkého a dlouhého rámového fixátoru (Fix. 1 a Fix. 2)

Představme si situaci, kdy máme určit, zda je výhodnější použít fixátor, který má fixační elementy blízko sebe, nebo fixátor s fixačními elementy od sebe mnohem více vzdálenými. V našem případě bude verzi fixátoru s blízko umístěnými fixačními dráty představovat krátký fixátor (Fix. 1). Příklad více odsazených skupin fixačních elementů bude popisovat fixátor s dlouhým rámem (Fix. 2).

Krátký a dlouhý fixátor mají stejný počet fixačních drátů, v našem případě se jedná o čtyři. Stavba základního rámu je totožná s tím rozdílem, že dlouhý fixátor umožňuje aplikovat fixátor s větším rozestupem fixačních drátů. Ve všech případech zatížení dochází vždy k dominantnímu posuvu ve směru zatížení.

Zátěžný stav 1

V případě tohoto typu zatížení dochází u krátké verze fixátoru k maximálnímu posuvu o velikosti zhruba 3 mm ve směru záporné osy y . U dlouhé verze fixátoru dosahuje hodnota posuvu velikosti přibližně 5 mm. Pokud dominantní posuvy porovnáme s fyziologickým stavem, tak v případě tohoto zatížení dochází u krátkého fixátoru k posuvu téměř čtyřikrát většímu. V případě dlouhého fixátoru je rozdíl maximálních hodnot ještě větší, a to téměř šestkrát. Druhou dominantní složkou je posuv v ose x . U krátkého fixátoru dochází k posuvům o maximální velikosti 0,7 mm v záporném směru osy x . V případě dlouhého fixátoru je to 2,4 mm v téže směru. U fyziologického stavu je směr posuvu opačný a má velikost 0,3 mm.

Maximální hodnoty úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu jsou v obou případech téměř stejné a to 1° , což je hodnota více než třikrát větší než ve fyziologickém stavu. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastávají v obou případech u bodu B, přičemž maximální velikost úhlu β zde činí $10,4^\circ$, resp. $18,4^\circ$. Tato hodnota je více než čtyřikrát, resp. sedmkrát větší než ve fyziologickém stavu. Rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí je vzhledem k velikostem úhlů α' , β' a γ' pod rozlišovací úrovní modelu.

Dále se zaměříme na porovnání jednotlivých napětí a to prvního hlavního napětí S1 a třetího hlavního napětí S3. V případě krátkého fixátoru dochází k výraznějšímu namáhání v oblasti prvního a posledního fixačního otvoru (obrázek 10.16). Maximální hodnota prvního hlavního napětí zde dosahuje velikosti 33 MPa a třetí hlavní napětí dosahuje maximální velikosti -27 MPa. U dlouhého fixátoru dochází k výraznějšímu namáhání v oblasti druhého fixačního otvoru (obrázek 10.26), kde první hlavní napětí dosahuje maximální velikosti 38 MPa a třetí hlavní napětí zde dosahuje maxima -21 MPa. Maximální napětí na fixačních elementech fixátorů jsou srovnatelná, tj. 130 MPa a 150 MPa.

Zátěžný stav 2

Zátěžný stav 2 vyvolává na soustavě kost – fixátor následující reakce. V případě krátkého fixátoru dochází k maximálnímu posuvu o velikosti 0,1 mm ve směru osy x . U dlouhé verze maximální posuv o velikosti 0,2 mm nastává ve směru os x i y . V těchto případech nedochází jen k namáhání na tlak, ale současně zde dochází i k ohybu a to nejen v případě, kdy jsou aplikovány fixátory, ale i ve fyziologickém stavu. V případě tibie bez aplikovaných fixátorů jsou hodnoty posuvů zanedbatelné.

Hodnoty úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu stejně jako hodnoty úhlů popisujících rotaci příčného průřezu kolem střednice bez vlivu posunutí jsou zde v obou případech pod rozlišovací úrovní modelu (v řádech setin stupňů, resp. tisícín stupňů) stejně jako ve fyziologickém stavu. U krátkého fixátoru dochází k největší rotaci příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí u bodu C ($\gamma = 0,3^\circ$). U dlouhé varianty nastává největší rotace u bodu B ($\beta = 0,9^\circ$). V obou případech jsou hodnoty řádově větší než v případě fyziologického stavu a nejsou tedy již zanedbatelné.

Srovnáním napětí S1 a S3 obou typů fixátorů zjistíme, že napětí je skoro rovnoměrně rozloženo mezi všechny fixační otvory v kosti v případě krátkého fixátoru. U dlouhé verze tomu tak ale úplně není. Druhý fixační otvor je v tomto případě namáhán poněkud více než ostatní

otvory v kosti. Je to způsobeno větším rozestupem fixačních drátů, které svým uspořádáním na kosti způsobují větší rameno, na kterém působí zatěžující síla. Také to může být způsobeno menší tloušťkou kortikální kosti v místě aplikace fixátoru.

Zátěžný stav 3

Pokud soustavu fixátor – kost zatížíme třetím typem zatížení, způsobí to v případě krátkého fixátoru dominantního posuv ve směru osy x o velikosti přibližně 2 mm v záporném směru. Dominantní směr posuvu je totožný se směrem posuvu fyziologického stavu tibie, ale velikost je dvojnásobná. U dlouhé verze fixátoru je stejně jako u krátké verze dominantní posuv v ose x s maximální hodnotou $-2,8$ mm, což je téměř třikrát větší hodnota než ve fyziologickém stavu. Posuv ve směru osy y má ale v obou případech opačný směr než ve fyziologickém stavu. U dlouhé verze fixátoru je navíc tento posuv osmkrát větší než u tibie bez aplikovaného fixátoru.

Maximální hodnoty úhlu δ jsou v obou případech téměř stejné a to $0,6^\circ$, resp. $0,7^\circ$, což jsou hodnota zhruba dvakrát větší než ve fyziologickém stavu. U krátké verze nastává největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí u bodu C, přičemž maximální velikost úhlu γ zde činí $5,4^\circ$, což je hodnota více než dvakrát větší než ve fyziologickém stavu. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastává u dlouhé verze fixátoru u bodu B s maximální velikostí úhlu $\beta = 12^\circ$, což je hodnota desetkrát větší než ve fyziologickém stavu. Rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí je vzhledem k velikostem odpovídajících úhlů v obou případech pod rozlišovací úrovní modelu.

Porovnáme-li rozložení napětí na kosti (obrázek 10.20 a obrázek 10.30), zjistíme, že v případě krátké verze fixátoru je nejvíce zatěžována oblast prvního a čtvrtého fixačního drátu, zatímco v případě dlouhého fixátoru se jedná o oblast druhého fixačního drátu. U krátkého fixátoru jsou maximální hodnoty prvního hlavního napětí 15 MPa a třetího hlavního napětí $-6,5$ MPa. Dlouhý fixátor nabývá maximální hodnoty prvního napětí 35 MPa a třetího hlavního napětí -63 MPa. Maximální napětí na fixačních elementech fixátorů nabývají hodnot 125 MPa, resp. 152 MPa.

Shrnutí

Pokud srovnáme fixátor s krátkým a dlouhým rámem, dospějeme k následujícím závěrům. V případě, že použijeme fixátor, který má fixační elementy blízko sebe, nedochází u kosti k výraznějšímu rozevírání zlomeniny ve výše zmíněných typech zatížení. Rovněž nedochází k výrazným sekundárním posuvům v místě zlomeniny ani v distálním kondylu jako je tomu v případě použití dlouhého typu fixátoru. V okolí fixačních elementů v případě krátké verze fixátoru je napětí rovnoměrně rozloženo. V případě dlouhého fixátoru dochází k výrazným posuvům jak ve směru zatížení, tak i v ostatních směrech. To vede k větší deformaci soustavy kost – fixátor. V místě zlomeniny může navíc docházet k většímu rozevírání. U dlouhé verze fixátoru také dochází k výraznějšímu přetěžování kortikální kostní tkáně v oblastech druhého fixačního drátu.

10.4.10 Analýza vlivu rozestupu fixačních drátů poblíž zlomeniny (Fix. 3a, Fix. 3b a Fix. 3c)

U těchto variant fixátorů byla simulována změna vzdáleností fixačních drátů v okolí zlomeniny. Ve variantě Fix. 3a je vzdálenost fixačních elementů 40 mm. U varianty Fix. 3b je tento rozstup 60 mm a u varianty Fix. 3c 80mm. Všechny varianty fixátorů mají shodný počet fixačních drátů.

Zátěžný stav 1

Dominantní posuv u všech variant fixátoru Fix. 3 je v ose y . Průběhy posuvů jsou pro všechny tři varianty téměř totožné, rozdíly jsou v řádu setin milimetrů. Maximální hodnota tohoto posuvu je $-0,6$ mm, což je hodnota srovnatelná s fyziologickým stavem.

Maximální hodnoty úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu jsou ve všech variantách stejné a to $0,2^\circ$, což je hodnota mírně menší než ve fyziologickém stavu. Největší rotace příčného

průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastávají ve všech variantách u bodu B, přičemž s rostoucím rozestupem fixačních drátů dochází k poklesu maximální velikosti úhlu β z $2,2^\circ$ na $1,9^\circ$. Rotace je tedy ve všech případech menší než ve fyziologickém stavu. Rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí je vzhledem k velikostem odpovídajících úhlů ve všech případech pod rozlišovací úrovní modelu.

Velikosti napětí v oblasti fixačních drátů jsou u všech tří variant také velmi podobné. První hlavní napětí dosahuje maximální hodnot od 32 do 38 MPa v okolí čtvrtého fixačního drátu. Hodnoty třetího hlavního napětí jsou také řádově stejné, u třetího fixačního drátu dosahují hodnot od -37 do -22 MPa. S rostoucím rozestupem fixačních drátů dochází k nárůstu napětí na fixačních elementech fixátoru z hodnoty 89 MPa až na 232 MPa.

Zátěžný stav 2

U všech variant fixátorů, které zde posuzujeme, jsou hodnoty posuvů v řádech setin milimetrů a tedy na dané rozlišovací úrovni modelů jsou zanedbatelné stejně jako tomu je u fyziologického stavu.

Zhodnotíme-li naklopení příčného průřezu i rotace kolem střednice, zjistíme, že téměř všechny hodnoty jsou také velmi malé (v řádech setin nebo tisícín stupňů) a tudíž na dané rozlišovací úrovni nepodstatné. Pouze rotace příčného průřezu se zahrnutím vlivu posunutí u bodu B dosahuje zanedbatelných hodnot $0,1^\circ$.

Rozložení napětí je u všech variant modelů obdobné. Maximální hodnoty prvního hlavního napětí se pohybují v rozmezí 20-31 MPa v okolí čtvrtého fixačního elementu. Třetí hlavní napětí dosahuje maxim v rozmezí -36 – -28 MPa u třetího fixačního drátu. S rostoucím rozestupem fixačních drátů dochází opět k nárůstu napětí na fixačních elementech fixátoru z hodnoty 73 MPa až na 151 MPa.

Zátěžný stav 3

Dominantní posuv u všech variant fixátoru Fix. 3 nastává v ose x. Průběhy posuvů jsou pro všechny tři varianty téměř totožné, rozdíly jsou pouze v řádu setin milimetrů. Maximální hodnota tohoto posuvu je $-0,5$ mm, což je hodnota dvakrát menší než ve fyziologickém stavu.

Maximální hodnoty úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu jsou ve všech variantách stejné a to $0,1^\circ$, což je hodnota menší než ve fyziologickém stavu. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastávají ve všech variantách u bodu C, přičemž s rostoucím rozestupem fixačních drátů dochází k poklesu maximální velikosti úhlu γ z $1,3^\circ$ na $1,2^\circ$. Rotace je tedy ve všech případech zhruba dvakrát menší než ve fyziologickém stavu. Rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí je stejně jako v ostatních zátěžných stavech ve všech případech pod rozlišovací úrovní modelu.

Velikost prvního hlavního napětí je u všech třech variant stejná a dosahuje maximální hodnoty 36 MPa v okolí čtvrtého fixačního drátu. Maximální hodnota třetího hlavního napětí se mění od -34 do -32 MPa kolem třetího fixačního drátu. S rostoucím rozestupem fixačních drátů dochází k nárůstu napětí na fixačních elementech fixátoru z hodnoty 82 MPa až na 145 MPa.

Shrnutí

Maximální posunutí jsou u všech variant fixátorů Fix. 3a, Fix. 3b, Fix. 3c téměř stejná (hodnoty se liší pouze v setinách milimetrů). Nepatrné rozdíly nastávají v místě zlomeniny. U varianty Fix. 3a dochází k mírnému rozevírání zlomeniny, zatímco v případě variant Fix. 3b a Fix. 3c je rozevírání zlomeniny zcela zanedbatelné (viz obrázky 10.41, 10.51 a 10.61).

Z obrázků 10.42, 10.52, 10.62 a 10.43, 10.53, 10.63 je patrné, že všechny tři varianty fixátoru relativně dobře fixují rotaci končetiny. Průběh natočení je kvalitativně i kvantitativně srovnatelný pro všechny varianty, rozdíly jsou pouze v řádech setin stupňů.

Srovnáním aspektů jako je natočení a posuv střednice tibie se ukazuje, že změna rozestupu fixačních drátů poblíž zlomeniny nemá na mechanické vlastnosti soustavy kost–fixátor příliš významný vliv.

10.4.11 Analýza vlivu počtu fixačních drátů (Fix. 2 a Fix. 4)

Je lepší z mechanického hlediska fixace aplikovat fixátor s menším nebo větším počtem drátů? Jak ovlivňuje změna počtu fixačních drátů fixaci? V případě varianty Fix. 2 jsou pro fixaci použity celkem čtyři dráty ve dvou skupinách po dvou drátech. Tento fixátor je zobrazen například na obrázku 10.26. V případě varianty Fix. 4 je použito celkem osm drátů ve dvou skupinách po čtyřech drátech (obrázek 10.66). Rozdíl v těchto modelech je pouze v počtu drátů.

Zátěžný stav 1

Pokud porovnáme fixátory Fix. 2 a Fix. 4 z pohledu posuvů jednotlivých komponent, zjistíme, že u fixátoru Fix. 2 dochází k výraznějším posuvům v důsledku větší poddajnosti soustavy způsobené menším počtem drátů. Rozdíl maximálních hodnot dominantních posuvů, které jsou v obou případech ve směru osy y , je více než trojnásobný. Porovnáme-li Fix. 4 s fyziologickým stavem tibie, zjistíme, že posuvy v dominantním směru jsou stejně orientovány a mají téměř dvakrát větší velikost.

Maximální hodnota úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu je u varianty Fix. 4 více než třikrát menší než u varianty Fix. 2 a je tedy srovnatelná s hodnotou ve fyziologickém stavu. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastávají v obou případech u bodu B, přičemž maximální velikost úhlu β pro variantu Fix. 2, resp. Fix. 4, činí $18,4^\circ$, resp. $4,9^\circ$. Hodnota pro Fix. 4 je tedy téměř čtyřikrát menší než u Fix. 2 a téměř dvakrát větší než ve fyziologickém stavu. Rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí je vzhledem k velikostem příslušných úhlů v obou případech pod rozlišovací úrovní modelu stejně jako je tomu ve fyziologickém stavu.

Srovnáme-li rozložení napětí na obou typech fixátorů, můžeme vidět tyto rozdíly. V případě Fix. 2 je napětí dominantně rozloženo v okolí druhého fixačního elementu počítaného odshora. U fixátoru Fix. 4 je ale napětí dominantně rozloženo v okolí třetího a šestého fixačního elementu (viz obr. 10.66). Maximální hodnota prvního hlavního napětí zde dosahuje velikosti 35 MPa a třetí hlavní napětí dosahuje maximální velikosti -30 MPa, což jsou hodnoty srovnatelné s fixátorem Fix. 2. V případě prvního a posledního fixačního elementu vyvolává zatížení na kortikální kostní tkáni malé odezvy. Je to tím, že v místě těchto fixačních elementů je v kosti obsažena i spongiózní kostní tkáň. Maximální napětí na fixačních elementech je menší v případě fixátoru s větším počtem drátů a to 90 MPa.

Zátěžný stav 2

V tomto zátěžném stavu je rozdíl v posuvech řádový. U verze se čtyřmi dráty nastává maximální posuv 0,2 mm ve směru os x i y . V případě verze s osmi dráty jsou hodnoty posuvů o řád nižší a tedy zanedbatelné vzhledem k rozlišovací úrovni modelu stejně jako je tomu u fyziologického stavu.

Hodnoty úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu stejně jako hodnoty úhlů popisujících rotaci příčného průřezu kolem střednice bez vlivu posunutí jsou v obou případech pod rozlišovací úrovní modelu stejně jako ve fyziologickém stavu. Úhly popisující rotaci příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí jsou pro fixátor s osmi dráty menší než pro variantu se čtyřmi dráty (např. $\beta_{\text{Fix. 4}} = 0,3^\circ$ a $\beta_{\text{Fix. 2}} = 0,9^\circ$), ale jsou řádově větší než v případě fyziologického stavu (kromě rotace u bodu A).

Rozložení napětí u Fix. 2 je víceméně rovnoměrné v oblasti fixačních drátů. U fixátoru Fix. 4 je napětí dominantně rozloženo v oblasti třetího až šestého fixačního otvoru (obrázek 10.68), přičemž největších hodnot dosahuje napětí u třetího a šestého otvoru. Maximální hodnota prvního hlavního napětí zde dosahuje velikosti 33 MPa a třetí hlavní napětí dosahuje maximální velikosti -20 MPa. Tyto hodnoty jsou tedy o řád větší než v případě fixátoru se čtyřmi dráty. Maximální napětí na fixačních elementech fixátorů jsou srovnatelná a dosahují hodnot kolem 20 MPa.

Zátěžný stav 3

U tohoto typu zatěžování dochází u fixátorů Fix. 2 a Fix. 4 k následujícím reakcím. V obou případech dochází k dominantnímu posuvu ve směru zatížení, přičemž fixátor s větším počtem drátů dosahuje hodnoty více než třikrát menší než fixátor se čtyřmi dráty a tato hodnota je srovnatelná s hodnotou ve fyziologickém stavu. Od fyziologického stavu se obě varianty fixátorů liší v orientaci posuvů ve směru osy y , velikost posuvu v tomto směru je ale pro variantu Fix. 4 srovnatelná s fyziologickým stavem.

Maximální hodnota úhlu δ je u varianty Fix. 4 zhruba třikrát menší než u varianty Fix. 2, tj. $0,2^\circ$, resp. $0,7^\circ$, a srovnatelná s hodnotou ve fyziologickém stavu. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastává v obou případech u bodu B, ale velikost úhlu β je u verze s větším počtem drátů zhruba čtyřikrát menší ($\beta_{\text{Fix. 4}} = 3,1^\circ$ a $\beta_{\text{Fix. 2}} = 12^\circ$). Stejně jako v ostatních zátěžných stavech je rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí v obou případech zanedbatelná vzhledem k rozlišovací úrovni modelu.

Charakter rozložení napětí je v tomto případě obdobný jako u prvního zátěžného stavu. V případě Fix. 2 dochází k výraznějšímu zatěžování kortikální kostní tkáně v oblasti druhého fixačního šroubu (obrázek 10.30). Zaměříme-li se na fixátor Fix. 4, zjistíme, že je rozložení napětí odlišné. Místa s výrazně vyššími hodnotami napětí jsou v okolí prvního, třetího a šestého fixačního otvoru (obrázek 10.70). Napětí je v tomto případě rozloženo ve větší oblasti okolo fixačních drátů. Maximální hodnota prvního hlavního napětí zde dosahuje velikosti 51 MPa a je tedy větší než u varianty Fix. 2, zatímco třetí hlavní napětí dosahuje maximální velikosti -31 MPa a je tedy dvakrát menší než u varianty Fix. 2. Maximální napětí na fixačních elementech je menší v případě fixátoru s větším počtem drátů a to 90 MPa vůči 152 MPa.

Shrnutí

Srovnáním obou typů fixátorů můžeme dojít k následujícím závěrům. Velikosti posuvu u fixátoru Fix. 2 jsou pro všechny zátěžné stavy větší než v případě Fix. 4, což vede k rozevírání místa zlomeniny. Fixátor s větším počtem drátů lépe fixuje rotaci tibie, tj. úhly popisující natočení tibie jsou menší a jejich hodnoty jsou srovnatelnější s hodnotami ve fyziologickém stavu. V případě fixátoru Fix. 2 dochází v místě druhého fixačního drátu k většímu namáhání kortikální kostní tkáně.

10.4.12 Porovnání fixátoru s přímými a se zkříženými dráty (Fix. 4 a Fix. 5)

Jak ovlivňuje rozložení drátů funkci fixátoru? Je z mechanického hlediska vhodnější rovnoběžné uspořádání drátů nebo je lepší varianta se zkříženými dráty? Rozdíl mezi fixátory Fix. 4 a Fix. 5 je v uspořádání fixačních drátů. První zmiňovaný fixátor má fixační dráty uspořádány rovnoběžně pod sebou. Fixátor Fix. 5 má tyto dráty uspořádány tak, že se vzájemně kříží v kostní tkáni. Oba fixátory pro fixaci kosti používají stejný počet fixačních drátů, v tomto případě osm.

Zátěžný stav 1

U tohoto stavu zatížení dochází k následujícím rozdílům mezi fixátory. V obou variantách dochází k dominantnímu posuvu ve směru osy y , ale velikost tohoto posuvu je v případě Fix. 5 poloviční ($-0,7$ mm). Charakter deformace u Fix. 5 je podobný jako v případě fyziologického stavu, ale pouze v ose y . V ose x dochází ke změně orientace. U fyziologického stavu jsou posuvy ve směru osy x kladné, kdežto u tibie s fixátory nabývají záporných hodnot.

Maximální hodnoty úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu jsou v obou případech stejné a to $0,3^\circ$, což je hodnota stejná jako ve fyziologickém stavu. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastávají v obou případech u bodu B, přičemž maximální velikost úhlu β pro variantu Fix. 4, resp. Fix. 5, činí $4,9^\circ$, resp. $2,8^\circ$. Hodnota pro Fix. 5 je tedy srovnatelná s hodnotou ve fyziologickém stavu. Rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí je v obou případech pod rozlišovací úrovní modelu.

Napětí je v případě fixátoru Fix. 5 rozloženo rovnoměrně v okolí fixačních otvorů. Výraznější zatížení nastává u fixačních otvorů č. 1, 3 a 6, přičemž maximální hodnota prvního hlavního

napětí činí 65 MPa a třetí hlavní napětí dosahuje hodnot -24 MPa. U varianty Fix. 4 je výrazně namáháno okolí třetího a šestého fixačního drátu. Maximální hodnota prvního hlavního napětí je pro tuto variantu fixátoru 35 MPa a třetí hlavní napětí dosahuje hodnot -30 MPa. Okolí s vyššími hodnotami napětí je v tomto případě menší než při použití zkřížených fixačních drátů. Větší oblast s vyššími hodnotami jak prvního, tak i třetího hlavního napětí, je způsobena právě použitím zkřížených fixačních drátů. Dochází zde k výraznějšímu ovlivnění těchto míst sousedními fixačními elementy. Maximální napětí na fixačních elementech je menší v případě fixátoru s přímými dráty a to 90 MPa vůči 120 MPa.

Zátěžný stav 2

Velikost posuvů je v obou případech fixátorů v řádech setin milimetrů stejně jako je tomu u fyziologického stavu. Tyto hodnoty jsou tedy na dané rozlišovací úrovni modelů zanedbatelné.

Hodnoty úhlu δ stejně jako hodnoty úhlů popisujících rotaci příčného průřezu kolem střednice bez vlivu posunutí jsou v obou případech pod rozlišovací úrovní modelu stejně jako ve fyziologickém stavu. Úhel popisující rotaci příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí u bodu B je pro obě varianty téměř stejný a je o řád větší než v případě fyziologického stavu. Ostatní úhly dosahují také velmi malých hodnot a jsou téměř zanedbatelné.

Zaměříme-li se na rozdíly v rozložení napětí, dojdeme k následujícím závěrům. Fix. 4 má při tomto způsobu zatížení mnohem menší oblasti s nárůstem napětí v kortikální kostní tkáni v oblastech vstupu fixačních elementů. Lokální maxima jsou pouze v oblastech třetího a šestého fixačního otvoru (první hlavní napětí dosahuje hodnoty 33 MPa, třetí hlavní napětí je -20 MPa). Jiná situace nastává u Fix. 5. Zde dochází k výraznějšímu namáhání okolí prvního, třetího a šestého fixačního elementu, přičemž maximální hodnota prvního hlavního napětí činí 17 MPa a třetí hlavní napětí dosahuje hodnot -14 MPa. Projevuje se vliv fixace, neboť zamezuje veškerým pohybům kostní tkáně. U rovnoběžných drátů je více či méně možný pohyb ve směru fixačních drátů. U zkřížených drátů tento pohyb možný není, a proto je zde větší oblast s vyšším napětím. Maximální napětí na fixačních elementech fixátorů je šestkrát větší v případě fixátoru se zkříženými dráty, tj. 120 MPa.

Zátěžný stav 3

U obou fixátorů dochází k téměř stejným průběhům posuvů. Dominantní složka posuvu je ve směru osy x a maximální posuv je zde kolem -1 mm, což je stejná hodnota jako ve fyziologickém stavu. Nejméně výraznou složkou posuvu je u obou variant složka ve směru z . V obou případech fixátorů jsou rozdílné směry v posuvu ve směru osy y oproti fyziologickému stavu. U fixátoru Fix. 4 dochází při zatížení ke znatelnějším posuvům v místě zlomeniny v porovnání s variantou se zkříženými dráty. U Fix. 5 nedochází v místě, kde chybí kostní tkáň, k posuvům ve směru osy y .

Maximální hodnoty úhlu δ jsou u obou variant i u fyziologického stavu téměř stejné, tj. $0,3^\circ$. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastává v obou případech u bodu B, velikost úhlu β je u varianty s přímými dráty mírně větší než u fixátoru se zkříženými dráty ($\beta_{\text{Fix. 4}} = 3,1^\circ$ a $\beta_{\text{Fix. 5}} = 2,8^\circ$). V obou případech je rotace příčného průřezu bez vlivu posunutí opět zanedbatelná vzhledem k rozlišovací úrovni modelu.

Rozdíly v rozložení napětí na fixátorech jsou následující. U fixátoru Fix. 4 se oblast s vyššími hodnotami napětí vyskytují okolo prvního, třetího a šestého fixačního otvoru. Rozložení napětí je podobné i u Fix. 5, kde je ale zasažena větší oblast s vyšším napětím, což je způsobeno zkřížením fixačních prvků. Zkřížení zamezuje pohybu kostní tkáně ve směru osy x a y narozdíl od fixace s přímými fixačními elementy, kde může nastat pohyb ve směru fixačních drátů. První hlavní napětí dosahuje pro fixátor Fix. 4 maximální hodnoty 51 MPa, zatímco u Fix. 5 je tato hodnota 34 MPa. Maximum třetího hlavního napětí u Fix. 4 je -31 MPa, u Fix. 5 je maximální hodnota rovna -20 MPa. Maximální napětí na fixačních elementech je menší v případě fixátoru s přímými dráty a to 90 MPa vůči 130 MPa.

Shrnutí

Externí fixátor označený jako Fix. 4 pro fixaci kostní tkáně užívá rovnoběžně umístěné fixační elementy. Ty v porovnání s fixátorem Fix. 5 ovlivňují kostní tkáň při zatížení tak, že oblast s vyššími hodnotami napětí je menší. U fixátoru Fix. 5 dochází ve všech případech ke znatelnějšímu namáhání kostní tkáně. Zkřížené dráty ale na druhou stranu zlepšují stabilizaci kostní tkáně v místě zlomeniny, neboť nedovolují pohyb v osách x a y. To může být příznivější při tvorbě svalu v raném období léčby. U fixátoru s přímými dráty může v krajních případech k pohybu v místě zlomeniny dojít. Velikost posuvů u obou fixátorů v absolutních hodnotách víceméně odpovídá fyziologickému stavu. Z konstrukčního i uživatelského pohledu je však Fix. 5 méně vhodný. Zavedení této varianty fixátoru je totiž s ohledem na možná poškození měkkých tkání mnohem komplikovanější než u varianty s přímými dráty.

11 Závěr

V práci bylo řešeno sedm variant externích rámových fixátorů. Každý fixátor byl řešen ve třech stavech zatížení. Jednotlivé varianty popisovaly nejčastější stavy zatížení v první fázi léčby. Řešení bylo provedeno výpočtově pomocí metody konečných prvků. Jednotlivé výpočtové modely byly vytvořeny tak, aby simulovaly možnosti fixátorů a různé způsoby jejich uchycení v kostní tkáni. Pro srovnání jednotlivých typů fixátorů byl použit model tibie bez aplikovaného fixátoru, který je v práci označen jako fyziologický stav. Z výsledků řešení můžeme usoudit, jak jednotlivé varianty fixátorů zamezují posuvům částí kosti při jednotlivých stavech zatížení a můžeme je porovnat se stavem tibie bez fixátoru. Pomocí několika úhlů lze také posoudit natočení tibie. Na základě rozložení a velikosti prvního a třetího hlavního napětí je dále možné určit, jak je kostní tkáň namáhána.

Fixátor **Fix. 1** byl rámový fixátor, kde byly nosné prvky těla fixátoru na obou stranách fixované končetiny. Jednalo se o krátkou variantu fixátoru, to znamená, že jednotlivé fixační elementy byly umístěny blízko sebe. Největší posuvy distální části tibie ve všech variantách zatížení nastaly v osách x a y (první varianta zatížení: $-3,1$ mm v ose y , druhá varianta zatížení: $0,1$ mm v ose x , třetí varianta zatížení $-2,1$ mm v ose x) a šlo tedy o posuvy v dominantním směru zatížení (mimo případ druhého zátěžného stavu). Porovnáme-li velikosti posuvů tohoto typu fixátoru s tibií bez aplikovaného fixátoru v jednotlivých variantách zatížení, je vidět, že v tomto případě docházelo u distální části tibie k posuvům přibližně dvakrát až čtyřikrát větším. Maximální hodnoty úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu byly dvakrát až třikrát větší než ve fyziologickém stavu. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastaly u bodu B v prvním zátěžném stavu ($\beta = 10,4^\circ$) a C ve třetím zátěžném stavu ($\gamma = 5,4^\circ$). Tyto hodnoty byly více než čtyřikrát, resp. více než dvakrát větší než ve fyziologickém stavu. Rotace příčného průřezu kolem střednice bez vlivu posunutí byla ve všech zátěžných stavech vzhledem k velikostem úhlů α' , β' a γ' pod rozlišovací úrovní modelu. Největší hodnoty napětí nastaly u první varianty zatížení v okolí fixačních elementů (velikost prvního hlavního napětí: 33 MPa, velikost třetího hlavního napětí: -27 MPa). U tohoto fixátoru byly větší oblasti mimo fixační elementy s vyšším napětím okolo 6 MPa, než tomu bylo u stavu tibie bez fixátoru (tam byla velikost okolo 3 MPa v případě třetí varianty zatížení).

Fixátor **Fix. 2** byl charakteristický prodlouženým rámem fixátoru. Prodloužený rám fixátoru dovoľoval provádět fixaci i v oblastech kondylů. Největší posuvy distální části tibie ve všech variantách zatížení nastaly opět v osách x a y (první varianta zatížení: $-4,6$ mm v ose y , druhá varianta zatížení: $0,2$ mm v ose x i y , třetí varianta zatížení $-2,8$ mm v ose x) a šlo tedy o posuvy v dominantním směru zatížení (mimo případ druhého zátěžného stavu). Velikost posuvů kostní tkáně u této varianty byla ze všech variant fixátorů největší. Navíc zde na rozdíl od předchozích typů docházelo jednak k výrazným posuvům v oblasti kondylů, což bylo způsobeno poddajností fixačních drátů, a dále v místě přerušení kosti nastávalo výrazné oddalování obou částí. Maximální hodnoty úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu byly dvakrát až třikrát větší než ve fyziologickém stavu. Rotace příčného průřezu kolem střednice bez vlivu posunutí byla ve všech zátěžných stavech pod rozlišovací úrovní modelu. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastaly u bodu B ve všech zátěžných stavech (v prvním zátěžném stavu $\beta = 18,4^\circ$, ve druhém zátěžném stavu $\beta = 0,9^\circ$ a ve třetím zátěžném stavu $\beta = 12^\circ$). Tyto hodnoty byly sedmkrát, resp. desetkrát větší než ve fyziologickém stavu. U této varianty fixátoru tedy docházelo k největším natočením tibie ze všech studovaných fixátorů. Největší hodnoty napětí nastaly u první a třetí varianty zatížení v okolí fixačních elementů (velikost prvního hlavního napětí u první varianty zatížení: 38 MPa, velikost třetího hlavního napětí u třetí varianty zatížení: -63 MPa). Tento fixátor se tedy vyznačoval vyšším napětím v místě fixačních elementů než měl předchozí typ. Pokud srovnáme rozložení napětí u tohoto fixátoru s ostatními analyzovanými variantami, můžeme si povšimnout následujících rozdílů. Výrazně byla ovlivněna oblast kolem druhého fixačního drátu, což bylo způsobeno tím, že tento drát procházel pouze oblastí s kortikální kostní tkání. V případě prvního fixačního drátu byla

ovlivněna i spongiózní kostní tkáň. Dále se ukázalo, že oblast s vyššími hodnotami napětí byla mnohem větší než u stavu, kdy nebyl aplikován externí fixátor.

Fixátor **Fix. 3** ve variantách **a, b, c** měl obdobnou stavbu jako fixátory **Fix. 1** a **Fix. 2**. Rozdíl byl pouze v umístění fixačních elementů. V oblastech proximálního a distálního kondylu byly fixační elementy umístěny stejně jako v případě fixátoru **Fix. 2**, naproti tomu druhá dvojice fixačních elementů zde byla umístěna poblíž zlomeniny. Tento způsob umísťování fixačních elementů je v lékařské praxi nejpoužívanější. Problémem je ale nalezení vhodného rozestupu fixačních drátů poblíž zlomeniny, tak aby docházelo k co nejmenším posuvům a natočením v oblasti zlomeniny. Z tohoto důvodu byla provedena analýza tří variant fixátorů simulujících různé nastavení fixačních elementů poblíž zlomeniny tak, aby bylo možné vybrat co nejvhodnější řešení. Jednotlivé varianty se tedy lišily rozestupem fixačních drátů. U varianty **Fix. 3a** byly fixační elementy umístěny co nejblíže zlomeniny (rozestup činil 40 mm), u varianty **Fix. 3b** byly elementy vzdáleny 60 mm a u varianty **Fix. 3c** byly fixační elementy nejdále od sebe s rozestupem 80 mm. Maximální posuvy distální části tibie v prvním a třetím zátěžném stavu nastaly v osách x a y (první varianta zatížení: $-0,6$ mm v ose y , třetí varianta zatížení $-0,5$ mm v ose x) a šlo tedy opět o posuvy v dominantním směru zatížení. Posuvy u těchto fixátorů byly oproti variantám **Fix. 1** a **Fix. 2** menší než u modelu tibie bez fixátoru a v místě přerušení kosti docházelo k menšímu oddalování obou částí kostní tkáně. Ve druhém zátěžném stavu byly hodnoty posuvů na dané rozlišovací úrovni modelů zanedbatelné stejně jako tomu bylo u fyziologického stavu. Průběhy posuvů byly pro všechny tři varianty téměř totožné, rozdíly byly v řádu setin milimetrů. Nepatrné rozdíly nastaly v místě zlomeniny. U varianty **Fix. 3a** docházelo k mírnému rozevírání zlomeniny, zatímco v případě variant **Fix. 3b** a **Fix. 3c** bylo rozevírání zlomeniny zcela zanedbatelné. Dále se ukázalo, že všechny tři varianty fixátoru relativně dobře fixují rotaci končetiny. Maximální hodnoty úhlu δ popisujícího naklopení příčného průřezu ($0,1^\circ$ - $0,2^\circ$) byly mírně menší než ve fyziologickém stavu. Rotace příčného průřezu kolem střednice bez vlivu posunutí byla ve všech zátěžných stavech pod rozlišovací úrovní modelu. Největší rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí nastaly u bodu **B** v prvním zátěžném stavu ($\beta \doteq 2^\circ$) a **C** ve třetím zátěžném stavu ($\gamma = 1,3^\circ$), což byly hodnoty menší než ve fyziologickém stavu. Průběh natočení byl kvalitativně i kvantitativně srovnatelný pro všechny varianty, rozdíly byly pouze v řádech setin stupňů. Velikosti napětí v oblasti fixačních drátů byly u všech tří variant i všech tří zátěžných stavů velmi podobné. První hlavní napětí dosahovalo maximální hodnot od 20 do 38 MPa v okolí čtvrtého fixačního drátu. Hodnoty třetího hlavního napětí byly také řádově stejné, u třetího fixačního drátu dosahovaly hodnot od -37 do -22 MPa. Srovnáním aspektů jako je natočení a posuv střednice tibie se ukázalo, že změna rozestupu fixačních drátů poblíž zlomeniny nemá na mechanické vlastnosti soustavy kost-fixátor příliš významný vliv.

U modelu fixátoru s označením **Fix. 4** byl použit stejný rám fixátoru jako u varianty fixátoru **Fix. 2**. Rozdíl spočíval pouze v tom, že zde bylo použito osm fixačních drátů. Největší posuvy distální části tibie v prvním a třetím zátěžném stavu nastaly v osách x a y (první varianta zatížení: $-1,3$ mm v ose y , třetí varianta zatížení $-0,9$ mm v ose x) a šlo tedy o posuvy v dominantním směru zatížení. Ve druhém zátěžném stavu byly hodnoty posuvů na dané rozlišovací úrovni modelů zanedbatelné stejně jako tomu bylo u fyziologického stavu. Tato varianta také lépe než varianty **Fix. 1** a **Fix. 2** fixovala rotaci tibie, tedy úhly popisující natočení tibie byly menší ($\delta_{max} = 0,3^\circ$, $\beta_{max} = 4,9^\circ$) a jejich hodnoty byly srovnatelnější s hodnotami ve fyziologickém stavu. K ovlivnění kortikální kostní tkáně vyššími hodnotami napětí než ve stavu bez fixátoru docházelo hlavně v okolí třetího a šestého fixačního elementu. Největší hodnoty napětí zde nastaly u třetí varianty zatížení (velikost prvního hlavního napětí: 51 MPa, velikost třetího hlavního napětí: -31 MPa).

Fixátor s označením **Fix. 5** byl specifický svou stavbou. Pro fixování byly sice použity stejné elementy jako v předchozích variantách, ale byly uspořádány tak, že se uprostřed kosti křížily. Toto řešení mělo pro fixaci končetiny výhodu v menších posuvech, ale oproti ostatním výše zmíněným variantám zde byla větší oblast s vyšším napětím a docházelo tedy ke znatelnějšímu namáhání kostní tkáně. Maximální posuvy distální části tibie v prvním a třetím zátěžném stavu nastaly v osách x a y (první varianta zatížení: $-0,7$ mm v ose y , třetí varianta zatížení -1 mm v ose x) a šlo tedy opět o posuvy v dominantním směru zatížení. Tyto hodnoty byly zcela sro-

natelné s fyziologickým stavem. Ve druhém zátěžném stavu byly hodnoty posuvů na dané rozlišovací úrovni modelů zanedbatelné stejně jako tomu bylo u fyziologického stavu. Také hodnoty úhlů popisujících natočení tibie byly velmi podobné jako ve fyziologickém stavu, tj. $\delta_{max} = 0,3^\circ$, $\beta_{max} = 2,8^\circ$. Oblasti s vyššími hodnotami napětí se nacházely v oblastech okolo prvního, třetího a šestého fixačního elementu (velikost prvního hlavního napětí: 65 MPa, velikost třetího hlavního napětí: -24 MPa). Nevýhoda této konstrukce ale spočívala hlavně v provádění samotné fixace, neboť kladla vyšší nároky na samotné zavádění fixátoru.

Z tabulky 10.1 na straně 94 je vidět, že maximální posuv v prvním zátěžném stavu nastával pro všechny varianty fixátorů i pro tibií bez aplikovaného fixátoru proti směru osy y, zatímco ve třetím zátěžném stavu byl maximální posuv proti směru osy x a v obou případech se tedy jednalo o posuvy v dominantním směru zatížení. Dále je patrné, že posuvy i natočení ve druhém zátěžném stavu byly ve většině případů vzhledem k rozlišovací úrovni modelu zcela zanedbatelné. Maximální rotace příčného průřezu kolem střednice se zahrnutím vlivu posunutí v prvním zátěžném stavu nastala pro všechny varianty fixátorů i pro tibií bez aplikovaného fixátoru u bodu B, ve třetím zátěžném stavu k maximální rotaci dochází u bodů B nebo C, ale nikdy u bodu A.

Zobecníme-li všechny předešlé závěry, můžeme konstatovat, že v případě, kdy je fixátor upevněn poblíž zlomeniny (Fix. 1 a Fix. 3), je velikost oddálení segmentů kostní tkáně menší než v případě, kdy je zlomenina fixována v oblastech kondylů (Fix. 2, Fix. 4). Pokud se použijí zkřížené fixační dráty (Fix. 5) aplikované v oblastech kondylů, je patrná shoda v posuvech s modelem tibie bez fixátoru. U tohoto typu fixování nedochází ani k výraznějšímu oddalování poškozené části kosti. Nicméně tato fixace klade větší nároky na přesnost zavádění, ale také na pevnost kostní tkáně. Tkáň je v tomto případě namáhána mnohem více než u jiných typů fixátorů. Podstatné pro velikost napětí v okolí fixačních drátů je umístění a uspořádání jednotlivých fixačních elementů.

Ze všech analyzovaných variant fixátorů se jako nejvhodnější z mechanického hlediska jeví fixátor **Fix. 3**, což je ve shodě s poznatky lékařské praxe. Posuvy u tohoto typu fixátoru jsou menší než u modelu tibie bez fixátoru a v místě přerušení kosti dochází pouze k mírnému oddalování obou částí kostní tkáně. Všechny tři varianty tohoto fixátoru relativně dobře fixují rotaci končetiny. Ukázalo se také, že změna rozestupu fixačních drátů poblíž zlomeniny nemá na mechanické vlastnosti soustavy kost-fixátor příliš významný vliv.

Literatura

- [1] An, Y. H., Draughn, R. A. *Mechanical Testing of Bone and the Bone–Implant Interface*. CRC Press, Boca Raton, USA, 1999.
- [2] Cowin, C. S. *Bone Mechanics Handbook*. CRC Press, Florida, USA, 2001.
- [3] Čihák, R. *Anatomie 1*. Praha, Avicenum, 1987.
- [4] Doležal, A. et al. *Porodnické operace*. Grada, Praha, 2007.
- [5] Dungal, P. a kol. *Ortopedie*. Grada, Avicenum, Praha, 2005.
- [6] Frost, H. M. On Our Age-Related Bone Loss: Insights from a New Paradigm. *J. Bone Miner. Res.* (12), 10, 1997, pp. 1539-1546.
- [7] Helgason, B., et al. Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review. *Clinical Biomechanics* (23), 2, 2008.
- [8] Lindahl, O., Lindgren, A. G. Cortical bone in man. II. Variation in tensile strength with age and sex. *Acta Orthop. Scand.* (38), 1967, pp. 141-147.
- [9] Marieb, N. E., Mallat, J. *Anatomie lidského těla*. CP Books, Brno, 2005.
- [10] Mrázek, M., Žampachová, E., Borák, L., Marcián, P. Strain-Stress Analysis Of Tibia. In *Proceedings of the International Conference Applied Mechanics*, Smolenice, 2009, pp. 67-68.
- [11] Mrázek, M. *Deformačně napěťová analýza fixátoru dolní končetiny Orthofix*. Diplomová práce, VUT v Brně, 2008.
- [12] Rang, M., Wenger, D., Pring, M. E. *Rang's Children's Fractures*. Lippincott Williams & Wilkins, USA, 2005.
- [13] Solomin, N. L. *The Basic Principles of External Fixation Using the Ilizarov Device*. Springer-Verlag, Italia, 2008.
- [14] Vokurka, M., Hugo, J. *Velký lékařský slovník*. Maxdorf, Praha, 2009.
- [15] Vlk, M., Florian, Z. *Mezní stavy a spolehlivost*, Brno, 2007.
- [16] Man-Systems Integration Standards (Volume I, Section 3): Antropometry and Biomechanics. [cit. 13.1.2010]
<http://msis.jsc.nasa.gov/sections/section03.htm>
- [17] Kodíček, M. *Biochemické pojmy: výkladový slovník*. Praha, 2007 [cit. 1.6.2010]
http://vydavatelstvi.vscht.cz/knihy/uid_es-002/ebook.html?p=prekursor
- [18] http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/vlastnosti_tkane_kostni.php [cit. 30.4.2010]
- [19] <http://www.bezeckaskola.cz/bezeckaencyklopedie-osteon.html> [cit. 27.3.2009]

- [20] Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR. [cit. 20.6.2010]
<http://www.uzis.cz/>
- [21] http://www.szymb.cz/admin/upload/sekce_materialy/sm%C4%9Bry_t%C4%9Bla.pdf
[cit. 11.12.2010]
- [22] <http://www.azom.com/details.asp?articleid=107> [cit. 9.11.2010]
- [23] Bartoníček, J. Úrazy pohybového aparátu. [cit. 12.8.2010]
<http://www.sanquis.cz/index2.php?linkID=txt167>
- [24] Mechanically Mediated Bone Adaptation [cit. 30.6.2010]
<http://www.engin.umich.edu/class/bme456/boneadapt/boneadapt.htm>
- [25] <http://www.azom.com/Details.asp?ArticleID=1341> [cit. 13.1.2011]
- [26] http://ebozp.vubp.cz/wiki/index.php/Pohybov%C3%BD_apar%C3%A1t [cit. 26.3.2011]
- [27] http://www.med.muni.cz/histol/MedAtlas_2/OH_txt5-7.htm [cit. 30.8.2011]

Výběr publikací autora

- ŽAMPACHOVÁ, E.; MRÁZEK, M. Návrh nosníku pomocí stochastické optimalizace a posouzení spolehlivosti. *Informační bulletin České statistické společnosti* (22) 2, 2011, pp. 221–225. ISSN 1210-8022.
- ŽAMPACHOVÁ, E.; MRÁZEK, M. Design optimization of frame structures. In *Proceedings of the MENDEL 2011 - 17th International Conference on Soft Computing*. Mendel Journal series. Brno, 2011. pp. 307-313. ISBN 978-80-214-4302-0. ISSN 1803-3814.
- MRÁZEK, M.; FLORIAN, Z.; VESELÝ, R.; BORÁK, L. Strain-stress analysis of lower limb with applied fixator. *Applied and Computational Mechanics* (4) 1, 2010, pp. 67-78. ISSN 1802-680X.
- MRÁZEK, M. Strain-stress analysis of tibia with applied frame fixators. In *26th Conference Computational Mechanics 2010 – Book of Extended Abstracts*. Pilsen, 2010. pp. 71-72. ISBN 978-80-7043-919-7.
- ŽAMPACHOVÁ, E.; POPELA, P.; MRÁZEK, M. Optimum Beam Design via Stochastic Programming. *Kybernetika* (46) 3, 2010, pp. 571-582. ISSN 0023- 5954.
- ŽAMPACHOVÁ, E.; MRÁZEK, M. Stochastic Optimization in Beam Design and Its Reliability Check. In *Proceedings of the MENDEL 2010 - 16th International Conference on Soft Computing*. Mendel Journal series. Brno, 2010. pp. 405-410. ISBN 978-80-214-4120-0. ISSN 1803-3814.
- MRÁZEK, M. Biomechanická studie externích fixátorů dlouhých kostí dolní končetiny. *Sborník FSI Junior konference 2009*. Brno, 2010. pp. 141-152. ISBN 978-80-214-4116-3.
- MRÁZEK, M.; FLORIAN, Z.; VESELÝ, R.; BORÁK, L.; MARCIÁN, P. Strain-Stress Analysis of Lower Limb with Applied Fixator. In *25th Conference Computational Mechanics 2009 – Book of Extended Abstracts*. Pilsen, 2009. pp. 103-104. ISBN 978-80-7043-824-4.
- MRÁZEK, M.; ŽAMPACHOVÁ, E.; BORÁK, L.; MARCIÁN, P. Strain-Stress Analysis of Tibia. In *Proceedings of the 11th International Scientific Conference Applied Mechanics 2009*. Smolenice, 2009. pp. 67-68. ISBN 978-80-89313-32-7.